
BACHELORARBEIT

Herr
Peter Jäschke

**Konstruktion und Bau
eines Patientensimulators für
Cardiotokographiegeräte**

Mittweida, 2013

BACHELORARBEIT

Konstruktion und Bau eines Patientensimulators für Cardiotokographiegeräte

Autor:

Herr

Peter Jäschke

Studiengang:

Physikalische Technik

Seminargruppe:

PT09wM-B

Erstprüfer:

Herr Prof. Dr. Ralf Hinderer

Zweitprüfer:

Herr Dipl.-Ing. Torsten Nicklaus

Einreichung:

Mittweida, 17.09.2013

Verteidigung/Bewertung:

Mittweida, 2013

BACHELOR THESIS

Design and construction a patient simulator for CTG-devices

author:

Mr.

Peter Jäschke

course of studies:

Engineering Physics

seminar group:

PT09wM-B

first examiner:

Mr. Prof. Dr. Ralf Hinderer

second examiner:

Mr. Dipl.-Ing. Torsten Nicklaus

submission:

Mittweida, 17.09.2013

defence/ evaluation:

Mittweida, 2013

Bibliografische Beschreibung:

Jäschke, Peter:

Konstruktion und Bau eines Patientensimulators für Cardiotokographiegeräte. - 2013. - V, 45 S.

Mittweida, Hochschule Mittweida, Fakultät MNI, Bachelorarbeit, 2013

Referat:

Cardiotokographie, kurz CTG ist ein Verfahren der pränatalen Diagnostik, bei der mittels Ultraschall und mechanischer Sensorik Rückschlüsse auf den Gesundheitszustand von Fetus und Mutter getroffen werden können. Aufgrund dieses heiklen Einsatzgebietes ist die korrekte Funktion des CTG-Gerätes während der Untersuchung von besonders großer Bedeutung. Bisher ist eine Funktionsprüfung jedoch nur während einer laufenden Untersuchung möglich. Da dies nicht in jedem Fall eine praktikable Lösung darstellt, wird im Zuge dieser Bachelorarbeit ein geeigneter Patientensimulator für die Prüfung von CTG-Geräten konstruiert und die prototypische Umsetzung dokumentiert. Mithilfe des Patientensimulators können CTG-Geräte auf defekte Transducer untersucht werden, eine Hauptursache für Funktionsstörungen. Als Grundlage für die Konstruktion werden zunächst die biologischen Vorgänge im Bauch der Mutter sowie die Funktionsweise und Auswertung einer CTG erarbeitet. Mithilfe der gewonnenen Erkenntnisse werden Ansätze zur Simulation der fetalen Herzfrequenz (FHF) und des Wehendrucks gewonnen.

Der meist versprechende Ansatz wird anschließend in Form eines Prototypen umgesetzt. Dabei wird neben der Hauptfunktion, der Simulation der FHF und des Wehendrucks auch auf eine praktikable technische Umsetzung geachtet. Das Ergebnis der Bachelorarbeit ist ein funktionsfähiger Prototyp eines Patientensimulators für die FHF und den Wehendruck.

Inhalt

Inhalt	I
Abbildungsverzeichnis	III
Tabellenverzeichnis	III
Abkürzungsverzeichnis	V
1 Einleitung	1
1.1 Vorstellung des Firmenpartners	2
1.2 Aufgabenstellung	2
2 Grundlagen	3
2.1 Medizinische (Biologische) Grundlagen	3
2.1.1 Entwicklung des Kindes im Bauch der Mutter	3
2.1.2 Plazenta - Ernährung des Feten	6
2.2 Pränataldiagnostik	7
2.2.1 Historische Entwicklung und Bedeutung der Pränataldiagnostik	7
2.2.1.1 Pränataldiagnostik - Anfänge und Gegenwart	7
2.2.1.2 Bedeutung der Pränataldiagnostik	9
2.2.2 Möglichkeiten und Risiken der pränatalen Untersuchungen	10
2.3 CTG	11
2.3.1 Einsatz der CTG-Untersuchungen in der Schwangerschaft	11
2.3.2 Einflussfaktoren auf die FHF	12
3 Cardiotocographie: Messung der FHF und des Wehendruckes	14
3.1 Bestandteile und Funktionen von CTG-Geräten	14
3.1.1 Messung der FHF mittels Ultraschall	16
3.1.2 Invasive Messung der FHF mittels Skalpelektrode	17
3.1.3 Messverfahren zur Bestimmung des Wehendruckes	18
3.1.3.1 Toko-Messverfahren	18
3.1.3.2 Intrauterine Druckmessung	19
3.1.4 Messung der fetalen Sauerstoffsättigung	20
3.1.5 Zusatzoptionen	21
3.2 Auswertung der CTG-Kurven	21

4	Anforderungen und Konstruktionsansätze des Patientensimulators	25
4.1	<i>Anforderungen an den Patientensimulator</i>	25
4.1.1	Anforderungen zur Simulation der FHF	26
4.1.2	Anforderungen zur Simulation des Wehendruckes	27
4.1.3	Sonstige Anforderunegn.....	27
4.1.4	Zusammenfassung der Anforderungen	28
4.2	<i>Konstruktionsansätze</i>	28
4.2.1	Simulation FHF.....	28
4.2.1.1	Ansätze zur Simulation der FHF.....	29
4.2.1.2	Vergleich der verschiedenen Ansätze	29
4.2.2	Simulation Wehendruck.....	30
4.2.2.1	Ansätze zur Simulation des Wehendruckes	30
4.2.2.2	Vergleich der verschiedenen Ansätze	31
5	Konstruktion des Patientensimulators	33
5.1	<i>Technische Realisierung der Simulation der FHF</i>	33
5.1.1	Vorüberlegungen und Benötigte Bauteile.....	33
5.1.2	Konstruktion des Simulators für die FHF	34
5.2	<i>Technische Realisierung des Wehendruckesimulators</i>	36
5.2.1	Auswahl Komponenten	36
5.2.2	Konstruktion des Wehendrucksimulators.....	38
5.3	<i>Fertigstellung des Patientensimulators.....</i>	41
6	Zusammenfassung und Diskussion	43
6.1	<i>Gefertigter Patientensimulator im Vergleich zur Aufgabenstellung</i>	43
6.2	<i>Vorschläge zur Verbesserung des Patientensimulators</i>	44
6.2.1	Simulation verschiedener FHF.....	44
6.2.2	Verbesserungen der Simulation des Wehendruck.....	44
6.2.3	Materialien und Gehäuse	45
6.3	<i>Zusammenfassung der Bachelorarbeit</i>	45
Literatur	46

Selbstständigkeitserklärung

Abbildungsverzeichnis

Abb. 3.1. Abbildung des CTG-Gerätes BT-350 LCD des Herstellers Econet.

Abb. 3.2. Ausdruck eines normalen CTG

Abb. 3.3. a) Bestandteile der Skapielektrode b) Spiralförmiges Ende der Skalpelektrode

c) Beschreibung der einzelnen Abschnitte der Skalpelektrode

Abb. 3.4. Mit Gurten am Bauch der Mutter fixierter CTG-Sensor in Seitenlage der Mutter.

Abb. 3.5. Intrauterine Druckmessung

Abb. 3.6. a) Angebrachter Sensor zu Bestimmung der fetalen Sauerstoffsättigung am Kopf des Kindes b) Fetus zugewandte Sensorseite

Abb. 5.1. Schema des Simulators der FHF

Abb. 5.2. Aufgenommen FHF, welche vom Patientensimulator simuliert worden ist.

Abb. 5.3. Schematische Darstellung des Wehendrucksimulators

Abb. 5.4. Schaltplan der Verdrahtung von Multifunktions-Zeitrelais, Tasterschalter und Motor.

Abb. 5.5. Aufgenommen Wehendruckkurve, welche vom Patientensimulator simuliert worden ist.

Abb. 5.6.: Gehäuse des fertigen Patientensimulators.

Abb. 5.7. Patientensimulator von oben mit geöffnetem Deckel.

Tabellenverzeichnis

Tabelle 2.1. Aufstellung der Einflussfaktoren auf die FHF

Tabelle 3.1. Fischer-Score zur CTG Beurteilung

Tabelle 4.1. Vergleich der Varianten zur Simulation der FHF

Tabelle 4.2. Vergleich der Varianten zur Simulation des Wehendruckes

Tabelle 5.1. Sonden-Durchmesser verschiedener CTG-Sonden unterschiedlicher Hersteller

Abkürzungsverzeichnis

CTG	Cardiotokographie oder Cardiogramm
CTG-Gerät	Cardiotokographiegerät
SW	Schwangerschaftswoche
US	Ultraschall
bpm	Beats per minute (Herzschläge pro Minute)
FHF	fetale Herzfrequenz
EKG	Elektrokardiogramm
ShA	Maßeinheit der Shorehärte

1 Einleitung

Die Entwicklung eines Menschen im Bauch der Mutter gehört zu den großen Wundern des Lebens. Dabei ist die Schwangerschaft eine der aufregendsten Zeiten im Leben der Eltern. Der Wunsch ein gesundes Kind zur Welt zu bringen und die Angst vor möglichen Komplikationen spielt dabei eine wichtige Rolle. Es gibt viele Einflüsse, welche sich negativ auf die Entwicklung des Fetus im Bauch der Mutter auswirken können. Die Pränataldiagnostik hat das Bestreben mögliche Komplikationen rechtzeitig zu erkennen, um gegebenenfalls Maßnahmen einleiten zu können. Eine solche Untersuchung ist die Cardiotokographie (CTG). Dabei werden die Herztöne des Fetus und der Wehendruck aufgenommen um Rückschlüsse auf seine Gesundheit schließen zu können. Eine einwandfreie Funktion der Cardiotokographiegeräte (CTG-Geräte) muss daher gewährleistet sein.

Der Kundendienst, des Firmenverbunds Praximed, hat im Rahmen seiner Leistungen oftmals mit defekten CTG-Geräten verschiedener Hersteller zu tun. Eine schnelle und einfache Diagnose des Defektes ist dabei oft nicht möglich. Das Rekonstruieren von Defekten zur Fehlersuche ist oftmals nur durch Anlegen der CTG-Sonden am Bauch einer werdenden Mutter möglich. Da eine solche Vorgehensweise aus Gründen des Anstands und der Professionalität nicht angebracht ist, muss eine andere Möglichkeit zur Funktionsprüfung von CTG-Geräten gefunden werden. Die Lösung des Problems ist die Entwicklung eines geeigneten Patientensimulators, welche im Rahmen dieser Bachelorarbeit beschrieben wird.

1.1 Vorstellung des Firmenpartners

Der *Firmenverbund PraxiMed* beinhaltet neben dem Hauptsitz *PraxiMed* in Zwönitz mehrere Partner- und Tochterunternehmen. Dazu gehören *Meditrade* in Kesselsdorf, *Otheka* in Halle, *Medipro* in Rotenburg, und *projekt medizin* in Zwickau. Ebenfalls zum Firmenbund gehörig sind das Sanitätshaus *Dresden-Prohlis* mit der Außenstelle Sanitätshaus Marienberg, die Firma *SeCoMed GmbH* und das *Lager* in Lößnitz.

Am 06.12.1991 wurde die *PraxiMed Vertriebs GmbH* auf der Grünhainerstraße 2 in Zwönitz von Herrn Hans-Jochen Meinhold gegründet. Hauptgeschäft ist der Handel mit Medizinprodukten. Dabei werden über 30.000 verschiedene Produkte angeboten. Das Sortiment umfasst dabei Produkte aus dem allgemeinen Praxisbedarf, wie zum Beispiel Desinfektionsmittel oder Verbände bis hin zu medizinischen Geräten. Im Bereich der Medizintechnik werden zudem Wartungen, messtechnische Kontrollen und sicherheitstechnische Kontrollen angeboten. Um diese Vielfalt an Leistungen zu ermöglichen, sind über 70 Mitarbeiter im Firmenverbund *PraxiMed* eingestellt.

1.2 Aufgabenstellung

Thema und Ziel der Bachelorarbeit ist der Entwurf und die Konstruktion eines geeigneten Patientensimulators für CTG-Geräte. Der Patientensimulator soll sowohl die fetale Herzfrequenz (FHF) als auch den Wehendruck simulieren. Die Technische Umsetzung soll dabei so einfach wie möglich realisiert und nur auf die wesentliche Art der Signalerzeugung reduziert werden. Um dies zu ermöglichen müssen die biologischen Vorgänge im Bauch der Mutter erfasst und die Pränataldiagnostik und im Speziellen die CTG erläutert werden.

2 Grundlagen

In diesem Kapitel werden die Grundlagen zur Konstruktion eines geeigneten Patientensimulators für CTG-Geräte erarbeitet. Es werden die medizinischen und biologischen Grundlagen für die Pränataldiagnostik sowie die CTG erläutert.

2.1 Medizinische (Biologische) Grundlagen

Dieses Unterkapitel erläutert die Entwicklung des Kindes im Bauch der Mutter. Dabei werden die biologischen Vorgänge und die Versorgung des Fetus mit Nährstoffen näher betrachtet.

2.1.1 Entwicklung des Kindes im Bauch der Mutter

Etwa 24 Stunden nach dem Eindringen des Spermiums in die Eizelle kommt es zur ersten Zellteilung. Durch weitere Zellteilungen entstehen innerhalb der nächsten Stunden weitere Zellen, welche als Blastozyste, Keimbläschen, bezeichnet werden. Eine Woche nach der Befruchtung nistet sich die Blastozyste in die Gebärmutter Schleimhaut ein. Die Blastozyste besteht aus einer äußeren und inneren Zellschicht. Aus der äußeren Schicht entwickelt sich die Plazenta und die Zellen im Inneren entwickeln sich zum Embryo. Der Embryo besteht zu diesem Zeitpunkt aus drei verschiedenen Keimblättern. „Der Plan für die Entwicklung eines neuen Menschen nimmt Gestalt an.“¹ Aus der äußeren Schicht Keimblätter entwickeln sich Haut, Haare, Nägel, Brustwarzen, Zahnschmelz und Augenlinse. Die mittlere Schicht bildet das Nervensystem einschließlich des Gehirns. Auch Herz, Blutgefäße, Skelett, Muskeln und Geschlechtsorgane entstehen aus dieser Schicht. Aus der innersten Schicht entstehen Atmungs- und Verdauungssystem. In den ersten acht Wochen wird das Kind, welches im Bauch der Mutter heranwächst, als Embryo (griechisch für Neugeborenes) bezeichnet. Ab der neunten Woche spricht man vom Fetus (lateinisch Nachkommenschaft). Bereits ab der fünften Woche ist das Zellhäufchen, in dem sich der Embryo befindet, auf Ultraschallbildern zu erkennen. Zu dieser Zeit sind alle Organanlagen an ihren Platz und ein primitives Herz beginnt mit der Blutzirkulation. Die äußere Form des Embryos erinnert in den ersten Wochen an eine Kaulquappe.¹

Mit dem Einnisten der Blastozyste entwickelt sich die Nährstoffversorgung des Embryos. Anfangs ernährt der Dottersack den Embryo. Der Dottersack ist ein blasenähnliches Gebilde, welches über einen Stiel mit dem Embryo verbunden ist. Dabei schwimmt der Embryo in der mit Flüssigkeit gefüllten Fruchtblase. Aus dem Chorion, welches die Gebärmutter auskleidet, entsteht die frühe Plazenta.

¹[ReLe2006]

Aus wurzelähnlichen Gewebefortsätzen, den Chorionzotten, welche sich in die Gebärmutter Schleimhaut graben, entwickelt sich die eigentliche Plazenta.¹ Dadurch entsteht der Übergang zum mütterlichen Blutkreislauf. Über die Plazenta können der Embryo und später der Fetus mit Nährstoffen und Sauerstoff versorgt werden.¹

In der sechsten bis zehnten SW streckt sich der Körper des Embryos und die Gliedmaßen beginnen sich zu entwickeln. Der Kopf wächst schnell, um Platz für das sich rasch entwickelnde Gehirn zu schaffen. Knorpel in den Gliedmaßen, aus den sich später die Knochen bilden, verdichten sich.¹ Die Gliedmaßenknospen wachsen schnell und um die 8. SW sind Schultern und Ellenbogen zu erkennen.¹ Die Muskeln sind ebenfalls vorhanden und ermöglichen kleine ruckartige Bewegungen. Die Ausformung der unteren Gliedmaßen geht langsamer voran. Mit Ende der 10. Woche sind Anlagen der Gehörgänge und die Augen erkennbar. Nun haben sich auch die vier Herzkammern entwickelt.¹ Durch die rasche Entwicklung des Nervensystems sind einzelne Sinneswahrnehmungen des Fetus möglich. Der Fetus reagiert dadurch schon auf Berührungen.¹

In den nächsten Wochen wächst der Fetus schnell und kontinuierlich weiter. Die verschiedenen Körperteile sind nun durch eine US-Untersuchung gut erkennbar. Der Kopf ist dabei immer noch sehr groß und misst ein Drittel der Länge vom Scheitel bis zu Steiß.¹ Auch die Gesichtszüge sind nun stärker ausgeprägt. Die Haut ist dünn, durchscheinend und durchlässig für das Fruchtwasser. Sie wird von einer Schicht feiner Haare bedeckt. Auch die Gliedmaßen entwickeln sich weiter. Kalzium wird im Knorpelgewebe angelagert und das Skelett härtet sich.¹ Dieser Prozess der Knochenhärtung hält auch nach der Geburt an und ist erst mit der Pubertät abgeschlossen. Obwohl sich der Fetus lebhaft bewegt, werden diese Bewegungen von der Mutter kaum wahrgenommen. Das Herz ist nun voll funktionsfähig und schlägt mit 110 - 160 bpm.¹ Um die 12. bis 13. SW wird die Bildung der Blutzellen von der Leber übernommen. Der Verdauungstrakt ist funktionsfähig ausgebildet und der Fetus beginnt, kleine Mengen Fruchtwasser zu schlucken.¹

In den folgenden Wochen wächst der Fetus und die Organe entwickeln sich weiter. Ein wichtiger Schritt ist dabei die Verbindung zwischen Gehirn, Nerven und Muskeln. Nun sind komplexere Bewegungen möglich und auch die Gelenke sind einsatzbereit.¹ Die Hände greifen nach allem was sie fassen können. Die Bewegungen ermöglichen die Ausbildung des Muskeltonus. Die Nieren beginnen mit der Arbeit und das Fruchtwasser wird vom Fetus geschluckt und Urin ausgeschieden.¹

Dabei bleibt die Menge an Fruchtwasser annähernd konstant.¹ Ab der 20. SW ist das Geschlecht des Fetus mittels US-Untersuchung bestimmbar. Sinneswahrnehmungen wie Hören, Schmecken und Fühlen werden vom Fetus wahrgenommen.¹

¹[ReLe2006]

Die Bewegungen des Kindes verstärken sich und sind nun deutlich spürbar. Die verstärkten Aktivitäten führen zu zielgerichteten Bewegungen und Verbesserungen der motorischen Fähigkeiten. Zudem bilden sich dünne Schichten an Körperfett um nach der Geburt die Körpertemperatur besser aufrecht halten zu können.¹

In der 21. – 26. SW entwickelt sich der Fetus soweit, dass eine Überlebenschance bei einer Frühgeburt ab der 24. SW gegeben ist, jedoch nur mithilfe heutiger Intensivmedizin.⁵ Im Gehirn reifen die Zellen und das bewusste Denken beginnt. Ein primitives Gedächtnis entwickelt sich. Es wird davon ausgegangen, dass das Baby nach der Geburt Vater und Mutter anhand der Stimmen erkennen kann.¹ Ebenso sollen oft auftretende Geräusche während der Schwangerschaft wiedererkannt werden. Der Schlaf-Wach-Zyklus setzt ein und Lungen trainieren die Atembewegungen.¹ Durch eine CTG-Untersuchung können nun deutlich die Herztöne des Fetus erfasst werden. In regelmäßigen Abständen können nun CTG-Untersuchungen vorgenommen.¹

In den letzten Wochen der Schwangerschaft steht das Wachstum im Vordergrund. Die Fettschichten bilden sich weiter aus und die Temperaturregelung verbessert sich. Die Lunge bereitet sich weiter auf die Atmung nach der Geburt vor. Erst im 8. Lebensjahr wird die Lunge voll ausgebildet sein.¹ Das Knochenmark übernimmt die Bildung der Blutkörperchen und einfache Immunreaktionen können stattfinden.¹ Ab der 30. Woche bestehen die größten Chancen des Babys eine Frühgeburt ohne Schäden zu überleben.¹ Der Fetus wächst nun nicht mehr so stark jedoch reifen die funktionalen Körpersysteme weiter aus. Der Saugreflex bildet sich aus und der Fetus lutscht an Daumen und Fingern. Ebenso kräftigt sich die Lunge, um ein eigenständiges Atmen zu ermöglichen.¹

Ab der 35. SW ist der Fetus bereit für die Geburt.¹ Eigenständiges Atmen und Saugen ist nun möglich. Im Bauch der Mutter nimmt der Fetus nun weiter an Gewicht zu und verfeinert Atmung und Saugreflex.¹ Auch das Immunsystem stärkt sich in den letzten Wochen der Schwangerschaft. Um die 40. SW kann jederzeit mit dem einsetzen der Wehen und der Geburt gerechnet werden.¹ Während der Geburt kann eine kontinuierliche CTG-Überwachung erfolgen, um Komplikationen frühzeitig zu erkennen.

¹[ReLe2006]

2.1.2 Plazenta - Ernährung des Feten

Die Plazenta entwickelt sich, mit dem Einnisten der befruchteten Eizelle, aus dem Chorion. Die Funktion der Plazenta ist Versorgung des Fetus mit Nährstoffen und Sauerstoff. Um die 12. bis 13. SW ist die Plazenta in ihrer Struktur ausgebildet, wächst aber dennoch weiter an.¹ Die Nabelschnur verbindet den Fetus mit der Plazenta. Über das Blut, in den Blutgefäßen der Nabelschnur, werden Sauerstoff und Nährstoffe zum Fetus transportiert und Abfallprodukte abgegeben.¹

Die Nabelschnur besteht dabei aus drei Blutgefäßen. Eine einzelne lange Vene transportiert Nährstoffe und Sauerstoff zum Fetus und zwei kleinere Arterien transportieren Abfallprodukte und sauerstoffarmes Blut zur Mutter. Die Blutgefäße sind gewunden und mit einer Schutzschicht und Haut umgeben.¹

Die Struktur der Plazenta lässt sich mit den Verästelungen eines Baumes vergleichen. Sie besteht aus einem Geflecht von Zotten, die von mütterlichem Blut umgeben sind, den sogenannten intervillösen Räumen. Einige der Zotten wachsen nach unten in die Schleimhaut der Gebärmutter, andere graben sich in tiefere Schichten der Schleimhaut ein, um Zugang zu den mütterlichen Blutgefäßen zu erhalten.¹ Diese Zotten sind die untere Begrenzung der intervillösen Räume.¹ Die untere Begrenzung wird auch Dezidua Membran genannt.¹ Mit jedem Herzschlag strömt Blut der Mutter von ihren Arterien der Dezidua Membran in die intervillösen Räume. Das Blut fließt an den Chorionzotten vorbei, bevor es in den Venen der Dezidua Membran versickert.¹ Durch diese langsame Durchblutung der intervillösen Räume können Sauerstoff und Nährstoffe in den fetalen Kreislauf gelangen und Abfallprodukte und Kohlenstoffdioxid abgegeben werden.

Da der Blutkreislauf des Fetus und derjenige der Mutter nicht direkt über die Plazenta verbunden sind, schützt die Plazenta des Fetus vor Infektionserregern und schädlichen Substanzen. Eine dünne Membran trennt die beiden Blutkreisläufe voneinander. Sie ist in etwa so dick wie eine Körperzelle.¹ Diese Trennung wird auch als „Plazentaschranke“ bezeichnet.¹ Auch bei einer Verletzung der Plazenta ist der fetale Blutkreislauf immer geschützt.¹ Eineiige Zwillinge teilen sich eine Plazenta, haben aber ihre eigene Nabelschnur. Bei zweieiigen Zwillingen besitzt jeder Fetus seine eigene Plazenta.¹

Des Weiteren produziert die Plazenta Hormone die die Schwangerschaft aufrechterhalten und den Körper der Mutter auf die Stillzeit vorbereiten.¹ Aufgrund der Wichtigkeit der Plazenta für die Entwicklung des Fetus, muss eine gute Blutversorgung gewährleistet sein. Rauchen oder Erkrankungen wie Bluthochdruck können die Durchblutung verringern und somit die Entwicklung des Fetus beeinträchtigen.¹

¹[ReLe2006]

2.2 Pränataldiagnostik

Als pränatale Untersuchungen werden alle vorgeburtlichen Untersuchungen an ungeborenen Kindern und schwangeren Frauen bezeichnet. In diesem Unterkapitel werden die Anfänge sowie die heutigen Möglichkeiten und Risiken der Pränataldiagnostik erläutert. Dabei wird ein Besonderer Fokus auf die Bedeutung der Pränataldiagnostik gelegt.

2.2.1 Historische Entwicklung und Bedeutung der Pränataldiagnostik

Der Wunsch nach der Geburt eines gesunden Kindes ist für jedes Elternpaar selbstverständlich. Dieser Umstand führte in der Vergangenheit zur Entwicklung der pränatalen Diagnostik. Im Folgenden wird die historische Entwicklung und Bedeutung der Pränataldiagnostik erläutert. Anschließend soll der aktuelle Stand der Pränataldiagnostik näher betrachtet werden.

2.2.1.1 Pränataldiagnostik – Anfänge und Gegenwart

Die Pränataldiagnostik beinhaltet die Untersuchung des ungeborenen Kindes und der Mutter auf Erkrankungen, Fehlbildungen und Risiken bei der Geburt. Dabei ist das Hauptanliegen die Geburt eines gesunden Kindes. Die ersten bekannten Berichte über die Anfänge der Pränatalen Diagnostik gehen auf den Anatom und Geburtshelfer H. A. Wrisberg aus Göttingen im Jahre 1766 zurück.^{3;4} Er berichtete von der Auskultation des mütterlichen Bauches zur Feststellung einer Schwangerschaft. Dabei dienten ihm die hörbaren kindlichen Bewegungen als Indikator.

F.I. Mayor aus Genf nahm als Erster bei der Auskultation des Bauches auch Herztöne wahr, deren klinische Bedeutung im Jahre 1822 von dem französischen Arzt Jean Alexandre Lejumeau de Kergaradec erkannt wurden.^{3;4} Da der Anstand das direkte Abhören am Bauch untersagte, wurden Hörrohre aus Holz entwickelt. Sie bestanden aus einer Röhre, welche sich in Richtung Mutterbauch verbreiterte und einem flachen Hörtrichter am anderen Ende für das Ohr des Arztes. Anhand der Aufdruckstelle des Stethoskops, an der man die Herztöne des Kindes hören kann, konnte schon damals die ungefähre Lage des Kindes im Mutterbauch bestimmt werden.³

Erst im 19. Jahrhundert brachte man die kindlichen Herztöne mit dem Wohlbefinden des Kindes in Verbindung. Ein Herzschlag unter 100 Schlägen pro Minute gab den Hinweis auf einen Sauerstoffmangel und den damit verbundenen drohenden Kindstod.³ Neben dem wachsendem medizinischem Wissen war auch der technische Fortschritt bedeutend für die pränatale Diagnostik. Durch die Entdeckung des piezoelektrischen Effektes durch das Gebrüder Curie waren die Grundlagen zur Entwicklung der Ultraschalldiagnostik gelegt.²

²[GeGyS2013]; ³[TraMe2007]; ⁴[SinSee2012]; ⁵[RöWie2010]

Im Jahre 1958 kam es zu ersten zweidimensionalen Ultraschallaufnahmen eines Kindes im Mutterbauch. Durch die Messung der Blutströmungsgeschwindigkeiten mithilfe des Dopplereffektes konnten im Jahre 1964 auch Herztöne im Mutterleib mittels Dopplerultraschall nachgewiesen werden.² Durch die rasante Entwicklung in der Computertechnologie konnten in den 80iger Jahren bereits räumliche Ultraschalldarstellungen aufgenommen werden. Die Untersuchung des Bauches mittels Ultraschall gehört heute zu den gebräuchlichsten Methoden der Pränataldiagnostik.²

Heutzutage wird die Pränataldiagnostik unterteilt in *nicht-invasive Maßnahmen* und *invasive Maßnahmen*.² Zu den *nicht-invasiven Maßnahmen* gehört allen voran die Untersuchung mittels Ultraschall (US). Es können bereits wenige Tage nach Ausbleiben der Periodenblutung mittels der Vaginalsonographie Zeichen der Schwangerschaft in der Gebärmutterhöhle dargestellt werden. Eine Risikoabschätzung für eine kindliche Chromosomenstörung kann beispielsweise bei der Messung der Nackentransparenz, eine Flüssigkeitsansammlung im Nackenbereich des Feten, welche normalerweise flach ist, erfolgen.²

Um die 20. Schwangerschaftswoche (SW) ermöglicht die Größe des Fetus bereits detaillierte Beurteilungen sämtlicher Organsysteme und das Erkennen von möglichen Fehlbildungen.² Nach der 20. SW wird mittels Ultraschall vor allem das Wachstum des Kindes überwacht. Leider lassen sich mittels der Sonographie mögliche Stoffwechsel- oder Erbkrankheiten nicht ausschließen.

Um ein genaueres Bild vom Gesundheitszustand des Kindes zu erhalten, muss auf *invasive Maßnahmen* zurückgegriffen werden. Dabei können Zellen des Fetus gewonnen und der Chromosomensatz untersucht werden.² Dadurch können nahezu alle Veränderungen, die mit den Veränderungen des Chromosomensatzes zusammenhängen, erfasst werden. Eine Zellenentnahme ist erst ab der 11./12. SW möglich. Ab diesem Zeitpunkt ist eine Chorionzottenbiopsie möglich.² Über die Bauchdecke der Mutter wird dabei mittels einer dünnen Nadel eine Probe aus dem Chorion, aus welchem sich später die Plazenta entwickelt, entnommen. Eine andere Untersuchungsmöglichkeit ist die Entnahme von 10 - 15 ml Fruchtwasser mittels einer Nadel, die ebenfalls durch die Bauchdecke gestochen wird. Eine Entnahme des Fruchtwassers ist erst ab der 14./15. SW möglich. Um eine Blutprobe des Kindes zu bekommen ist ab der 20. SW eine Punktion der Nabelschnur über die Bauchdecke der Mutter möglich.² Mithilfe der invasiven Maßnahmen ist eine genauere Aussage über den Gesundheitszustand des Kindes möglich, jedoch führt dies zu einem gesteigerten Risiko eine Fehlgeburt auszulösen.

Aufgrund der Möglichkeiten der pränatalen Diagnostik hat sich auch die pränatale Therapie entwickelt. Die Übertragung von Blut auf das ungeborene Kind im Mutterleib ist dabei ein klinisch etabliertes Verfahren.² Durch bestimmte Infektionen der Mutter, wie zum Beispiel Ringelröteln oder einer Blutgruppenunverträglichkeit, kann es zu Blutarmut und Tod des Fetus kommen.²

² [GeGyS2013]; ³ [TraMe2007]; ⁴ [SinSee2012]; ⁵ [RöWie2010]

Mittels einer Nabelschnurpunktion ist es möglich, dem Fetus Blut zu übertragen und die Geburt eines gesunden Kindes zu ermöglichen.² Ein weiteres Verfahren ist das Behandeln des Zwillingstransfusionsyndrom, welches bei 10 % aller eineiigen Zwillingsschwangerschaften auftritt.² Durch eine krankhafte Verbindung der Blutgefäße kommt es zu einer ungleichmäßigen Blutverteilung der Zwillinge. Mittels eines Lasers kann in bestimmten Fällen eine solche krankhafte Verbindung unterbunden werden.²

2.2.1.2 Bedeutung der Pränataldiagnostik

Neben den wachsenden Möglichkeiten der pränatalen Diagnostik nimmt auch ihre Bedeutung immer weiter zu. Das Durchschnittsalter der schwangeren Frauen ist in den letzten Jahren gestiegen.² Damit verbunden steigt die Zahl der Risikoschwangerschaften. Eine Frau, die nach ihrem 35. Geburtstag ihr erstes Kind erwartet, gilt als „ältere Erstgebärende“ und als „Risikoschwangere“.⁵ Grund dafür sind die mit steigendem Alter höhere Wahrscheinlichkeiten für Komplikationen während der Schwangerschaft. Das Risiko ein Kind mit Down-Syndrom zu gebären, ist bei einer 35 Jahre alten Schwangeren mehr als viermal so hoch wie bei einer 20 Jährigen und liegt bei etwa 0,25 %.⁵ Zudem steigen mit dem Alter das Thromboserisiko und die Wahrscheinlichkeit an Diabetes oder Bluthochdruck zu erkranken.⁵ Aufgrund dessen raten viele Ärzte zu einer gründlichen vorgeburtlichen Untersuchung von Mutter und Kind. Jedoch sollte dabei nicht vergessen werden, dass die Wahrscheinlichkeit durch ein Chromosomentest eine Fehlgeburt auszulösen, ähnlich hoch ist, wie die Wahrscheinlichkeit ein Kind mit Down-Syndrom zu gebären.⁵ Zudem kann es auch zu Fehlern bei der Auswertung der Ergebnisse kommen und ein Kind fälschlicherweise als behindert angesehen werden.

Neben den möglichen Risiken einer Schwangerschaft, die mit Hilfe der Pränataldiagnostik rechtzeitig erkannt und möglichst verhindert werden sollen, sind auch die ethischen Aspekte von Bedeutung. Aufgrund der vielen Möglichkeiten lassen sich nicht nur Komplikationen im Verlauf der Schwangerschaft erkennen. Es kann auch schon früh erkannt werden, ob ein gesundes Kind im Bauch der Mutter heranwächst. Mit dem Erkennen einer möglichen Behinderung steht oft die Frage einer Abtreibung in Verbindung. Auf die Frage, wann und ob eine Abtreibung vertretbar ist, gibt es verschieden Antworten und Ansichten von Fachleuten. Viele Kritiker der Abtreibung kritisieren auch die Pränatal-diagnostik, weil dadurch Mütter möglicherweise verunsichert und zur Abtreibung getrieben werden.

² [GeGyS2013]; ³ [TraMe2007]; ⁴ [SinSee2012]; ⁵ [RöWie2010]

2.2.2 Möglichkeiten und Risiken der Pränatalen Untersuchungen

Es gibt eine Vielzahl an pränatalen Untersuchungen, um das Risiko auf Fehlbildungen, Infektionen oder vererbte Störungen abzuschätzen. Diese Testverfahren sind freiwillig und werden von Krankenkassen meist nicht bezahlt. Die Entscheidung, solche zusätzliche Untersuchungen durchzuführen, liegt bei den Eltern. Genaue Ursachen für Anomalien sind noch nicht festgestellt worden. Bei jeder Frau besteht die Wahrscheinlichkeit, ein Baby mit einer Anomalie zu gebären.

Erhöht wird diese Wahrscheinlichkeit durch:¹

- Eine vorhergehende Schwangerschaft mit Anomalie
- Wenn in einer der Familien der Eltern genetische Störungen oder Fehlbildungen vorkommen
- Die Mutter älter als 35 Jahre ist
- Die Mutter Drogen konsumiert, die erwiesenermaßen die Entwicklung des Fetus schädigen
- Steigendes Alter des Vaters

Sollte eine Anomalie festgestellt werden, haben die Eltern die Möglichkeit sich intensiv mit der Situation zu beschäftigen. Es besteht neben der Möglichkeit sich auf ein behindertes Kind einzustellen die Option eines Schwangerschaftsabbruches. Bevor jedoch pränatale Untersuchungen durchgeführt werden, sollten sich die Eltern überlegen ob ein Abbruch für sie überhaupt in Frage käme, da viele dieser vorgeburtlichen Untersuchungen das Risiko eine Fehlgeburt zu verursachen beinhalten. Zudem besteht immer die Möglichkeit, dass das Ergebnis falschpositiv ist. Eine genaue Überlegung, ob und welche Untersuchungen nötig sind, ist darum von Bedeutung.

Ein Schwangerschaftsabbruch nach Einnisten der befruchteten Eizelle gilt in Deutschland als eine Straftat.^{6,7} Unter bestimmten Voraussetzungen wie gesundheitliche und seelische Gefährdung der Mutter oder der Möglichkeit einer Anomalie des Fetus kann von einer Strafbarkeit abgesehen werden.^{6,7} Im Vorfeld einer Abtreibung ist immer eine ausführliche Beratung mit einer dreitägigen Bedenkzeit erforderlich. Eine Abtreibung nach der 22 SW ist grundsätzlich strafbar.^{6,7} Eine Anomalie muss deswegen in den ersten SW sicher festgestellt werden, um die Option einer Abtreibung zu gewährleisten.

Im Vorfeld eines Tests muss der Arzt über Form, Nutzen und Konsequenzen informieren. Die nicht-invasiven Verfahren sind Bluttests und US-Untersuchungen. Mit Hilfe solcher Verfahren kann ein Risiko für eine Anomalie abgeschätzt werden. Auf deren Grundlage kann dann von den Eltern entschieden werden, ob weitere invasive Tests durchgeführt werden sollen. Bei invasiven Untersuchungen werden Zellproben aus dem Fruchtwasser oder der Plazenta entnommen und auf Chromosomendefekte untersucht. Erbkrankheiten oder andere genetische Defekte können so festgestellt werden.^{1,2} Ein positives Testergebnis verlangt einen weiteren Test zur Bestätigung, da die Wahrscheinlichkeit eines falschpositiven Ergebnisses gegeben ist.^{1,2}

¹[ReLe2006] ; ²[GeGyS2013]; ⁶[GeAbtr2011]; ⁷[GeSchangab]

Da diese Verfahren keine Routineeingriffe sind, sollten sie nur bei begründeten Verdachtsmomenten erfolgen, da auch das Risiko einer verursachten Fehlgeburt besteht. Zudem schwankt die Genauigkeit der einzelnen Testverfahren. Wird beispielsweise eine Amniozentese zur Diagnostik des Down-Syndroms durchgeführt, werden nur 30% aller betroffenen Babys als solche erkannt.¹ Um die Trefferquote zu erhöhen, müssen weitere Untersuchungen erfolgen. Ein 100 % genaues Testergebnis gibt es nicht und Fehler können nicht ausgeschlossen werden.

2.3 CTG

In diesem Unterkapitel wird die Verwendung von CTG-Geräten in der Pränataldiagnostik erklärt. Besonderer Wert soll auf die FHF gelegt werden, die Wichtigste Messgröße im Bezug auf die CTG-Untersuchung.

2.3.1 Einsatz der CTG-Untersuchung in der Schwangerschaft

Mit der Cardiotokographie, auch Herz-Wehen-Schreiber genannt, werden die Herztöne des Fetus und die Wehentätigkeit (griechisch tokos) aufgenommen. Die Cardiotokographie zählt zu nicht-invasiven Maßnahmen der pränatalen Diagnostik und wird während der Wehen eingesetzt, um zu erkennen, ob das Baby die Anstrengung der Geburt verkraftet.^{1,2,8} Auswirkungen der Wehen können ein akuter Sauerstoffmangel und die damit verbundene Änderung der fetalen Herzfrequenz sein.^{1,8} Um diese Parameter zu messen, wird für Wehendruck und FHF jeweils ein Transducer mit Gurten am Bauch der Mutter befestigt. Im Ausdruck, welcher vom CTG-Gerät erstellt wird, erscheinen zwei Kurven mit der FHF und dem Wehendruck. Als Indikator für das Wohlbefinden wird die FHF genommen. Sie schwankt von 110 bis 160 bpm und variiert dabei mit 5 bis 15 bpm.¹ In den Schlafphasen des Fetus ist die Variabilität gering.

Das Ausbleiben der Variabilität über eine Dauer von 30 Minuten ist ein Hinweis für eine Notlage des Fetus. Eine genauere Erläuterung der Auswertung eines CTG erfolgt im Kapitel 3.2. „Auswertung der CTG-Kurven“. Ab der 24. SW wird bei vielen Müttern eine routinemäßige CTG-Untersuchung in regelmäßigen Abständen durchgeführt.¹ Bei Risikoschwangerschaften oder bei der Aufnahme eines bedenklichen CTG sind die Abstände geringer.^{1,8}

Nach Überschreitung des errechneten Geburtstermins wird eine Untersuchung regelmäßig in zwei bis dreitägigen Abständen durchgeführt.^{1,8} Während der Geburt kann mit der CTG die Belastung des Kindes ermittelt werden. Dadurch soll eine Sauerstoffnot frühzeitig erkannt und die damit verbundenen Schädigungen des Gehirns verhindert werden.^{1,8} Dabei ist nicht nur das Erkennen einer verminderten Sauerstoffversorgung von Bedeutung, sondern auch das richtige Interpretieren der Ursache.^{1,8}

¹[ReLe2006] ; ²[GeGyS2013]; ⁸[DeGeGy2012]

2.3.2 Einflussfaktoren auf die FHF

Das fetale Herzkreislaufsystem ist der wichtigste Bestandteil, für die Versorgung des Fetus mit Sauerstoff und Nährstoffen. Reguliert wird der Blutkreislauf über die nervale Beeinflussung des fetalen Herzens. Dadurch kann die FHF ständig an physiologische Bedingungen angepasst werden. Tabelle 2.1. stellt die einzelnen Einflussfaktoren dar.⁸

Tabelle 2.1.: Aufstellung der Einflussfaktoren auf die fetale Herzfrequenz [DeGeGy2012]

Maternal	Fetoplazentar	Fetal	Exogen
Körperl. Aktivität	Gestationsalter	Bewegungen	Lärm
Körperhaltung	NS-Kompression	Verhaltenszustände	Medikamente
Uterusaktivität	Plazentainsuffizienz	Weckreize	Rauchen
Körpertemp. (Fieber)	Chorioamnionitis	Hypoxämie	Drogen
Blutdruckschwankungen			

Eine der bekanntesten maternalen Einflussfaktoren ist das Vena-cava-Syndrom.⁸ Es kann gegen Ende der Schwangerschaft, meist in Verbindung mit längerer Rückenlage der Mutter auftreten. Durch ungünstige Lage des Kindes oder durch Raumforderung der Gebärmutter im Bauchraum kann der Blutfluss der unteren Hohlvene (Vena cava inferior) zum Herzen behindert bzw. blockiert werden. Dies kann zu Kreislaufproblemen wie Herzrasen, Blutdruckabfall und Schwindel bis hin zur Bewusstlosigkeit führen. In extremen Fällen kann das Syndrom lebensbedrohlich für Mutter und Kind sein und Aufgrund der Mangelversorgung des Fetus eine Frühgeburt auslösen. Durch Entlastung der Vene kann das Problem schnell behoben werden. Es empfiehlt sich, für die Schwangere eine längere Rückenlage zu vermeiden.⁸ Das Liegen auf der linken Seite ist dabei für die Entlastung der Hohlvene am geeignetsten.

Neben dem Vena-cava-Syndrom spielt auch der maternale Blutdruck eine Rolle.⁸ Ein zu hoher diastolischer Blutdruck der Mutter vermindert die Durchblutung des Uterus und somit die Versorgung des Fetus mit Sauerstoff. Ebenso können Uterusaktivitäten und Wehen die Sauerstoffversorgung des Feten beeinträchtigen.⁸

Fetoplazentare Einflüsse wie beispielsweise eine Plazentainsuffizienz können ebenfalls die Sauerstoffversorgung beeinträchtigen und das Muster der FHF beeinflussen. Beispielsweise bewirkt eine vorübergehende Nabelschnurkompression saltatorische FHF-Muster.⁸ Eine Chorioamnionitis hingegen führt zum Anstieg der basalen Herzfrequenz und zur Abnahme der Variabilität.⁸ Neben diesen Einflüssen ist das Gestationsalter von entscheidender Bedeutung. Bei Feten ab der 34. SW kommt es zu zyklischen Veränderungen der FHF. Ursachen sind die fetalen Verhaltens- und Bewegungsmuster und der Wechsel zwischen Ruhe- und Wachphase.⁸

⁸[DeGeGy2012]

Bei geburtsreifen Feten ist dieser Wechsel das sicherste Zeichen für das Wohlbefinden des Feten.⁸ Fetale Atembewegungen, die früher als Zeichen von Wohlbefinden gedeutet wurden, treten zu selten auf um sie als solche zu verwenden. Das Auftreten einer Hypoxämie macht sich durch das Absinken der FHF über einen längeren Zeitraum bemerkbar.⁸ Bei Unterschreitung von 110 bpm spricht man von einer Bradykardie.⁸ Je nach Dauer und Stärke der Bradykardie kann ein Risiko für den Feten abgeschätzt und geeignete Maßnahmen eingeleitet werden.

Medikamente und Drogen können sich ebenfalls auf die FHF auswirken. Die Plazentaschranke schützt den Fetus, jedoch können einige Medikamente sie dennoch überwinden.⁸ Sie erreichen das Gehirn und beeinflussen die Zentren der Kreislaufregulierung. Dabei wirken sich verschiedene Medikamente unterschiedlich auf die FHF aus. Anästhetika beispielsweise senken die Variabilität der FHF.⁸ Diese Änderungen der FHF sind meist nach einigen Tagen reversibel und stellen nicht zwingen eine fetale Bedrohung dar.

Dennoch sollten Medikamente nur auf Empfehlung oder mit Genehmigung des Arztes eingenommen werden. Bei Drogen spielt dabei die Konzentration eine Rolle. Die häufige und regelmäßige Konsumierung von Alkohol kann jedoch nachweislich die Entwicklung des Fetus beeinflussen.⁸ Rauchen hingegen ist generell zu vermeiden. Es führt zu einer schlechten Durchblutung der Plazenta und der damit verbundene Sauerstoffmangel wirkt sich vermindern auf die FHF aus. Die Entwicklung des Fetus wird ebenfalls beeinträchtigt.^{1,8}

Die Einflüsse auf die FHF sind vielseitig und nicht immer eindeutig zu interpretieren. Mithilfe der CTG-Untersuchung kann die FHF analysiert und auf verschiedene Einflüsse Rückschlüsse gezogen werden. Desweiteren kann das zu erwartende Risiko für den Fetus abgeschätzt und Gegenmaßnahmen ergriffen werden.

¹[ReLe2006] ; ⁸[DeGeGy2012]

3 Cardiotokographie: Messung der fetalen

Herzfrequenz und des Wehendruckes

In den vorangegangenen Kapiteln wurde die Entwicklung des Fetus im Mutterbauch und die Bedeutung von CTG-Geräten in der Pränataldiagnostik erläutert. In diesem Kapitel werden die Bestandteile und Funktionen von CTG-Geräten beschrieben und die Auswertung einer Untersuchung anhand eines Beispiels erläutert.

3.1 Bestandteile und Funktion von CTG-Geräten

Eingesetzt wird die CTG sowohl antepartal im Bereich der Geburtsvorsorge als auch intrapartal im Kreissaal.^{8,9} Die Bedienung der CTG-Geräte erfolgt meist von Schwestern oder Hebammen. Die Auswertung der Kurven kann ebenfalls durch Hebammen oder Schwestern, sowie durch den behandelnden Arzt erfolgen. Das CTG ist mit wichtigen Personalien der Patientin zu versehen. Ebenfalls zu vermerken sind Datum und Uhrzeit der Untersuchung. Die Aufzeichnung des CTG ist mindestens zehn Jahre aufzubewahren.⁹ Das Aufnehmen der Daten erfolgt über Transducer. Dabei wird zwischen externen und internen Messmethoden unterschieden. Zudem bieten manche Geräte die Möglichkeit die mütterlichen Vitalparameter zu erfassen.⁹ Das Ziel der CTG-Untersuchung ist, Rückschlüsse über das Wohlbefinden und die Sauerstoffversorgung des Fetus zu erhalten, um mögliche Komplikation einschätzen zu können. Ab der 28. SW kann die CTG-Untersuchung eingesetzt werden.^{8,9} Die Abbildung 3.1. zeigt ein handelsübliches CTG-Gerät.

Prinzipielle Bestandteile des CTG-Gerätes sind:⁹

- Ein bis zwei Ultraschallkanäle zur Überwachung der FHF, wobei der zweite Kanal der Zwillings- Überwachung dient.
- Einen Toko-Kanal zur Aufnahme des Wehendruckes.
- Einen Drucker mit einstellbarem Papiervorschub zur Dokumentation der aufgenommen Kurven.
- Ein Display für Einstellungen und der Darstellung des momentanen Wehendruckes und der FHF.
- Lautstärkereglung für die Herztöne und einer Kalibrierungstaste für den Toko-Kanal

⁸[DeGeGy2012]; ⁹[Kramme2007]



Abb. 3.1.: Abbildung des CTG-Gerätes BT-350 LCD des Herstellers Econet. Das CTG-Gerät verfügt über die Zusatzfunktion einer Zwillingsüberwachung und einem Ereignismarker. [MeEco2013]

Zudem sind die Anschlüsse der verschiedenen Kanäle farblich kodiert. Die interne Software vieler Geräte verfügt über eine Alarmfunktion. Bei Unterschreitung einer unteren bzw. Überschreitung einer oberen Grenze für die FHF werden Alarmer ausgelöst. Diese können sowohl optisch als auch akustisch erfolgen und warnen vor einer Bradykardie oder Tachykardie des kindlichen Herzens.⁹ Die Abbildung 3.2. zeigt die Aufnahme eines normalen CTG.

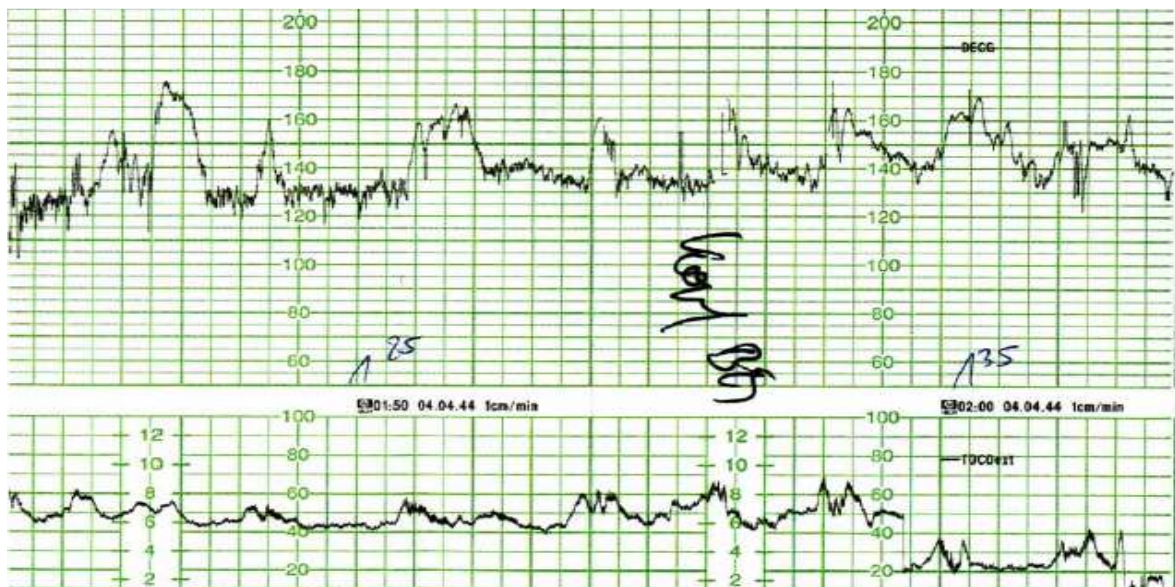


Abb. 3.2.: Ausdruck eines normalen CTG. Die obere Kurve stellt die FHF dar, während die untere Kurve den gleichzeitig aufgenommenen Wehendruck zeigt. [MüggS2006]

⁹[DeGeGy2012]

3.1.1 Messung der FHF mittels Ultraschall

Um die FHF erfassen zu können, wird der US-Transducer am Bauch der Mutter angebracht. Dazu wird der Transducer auf das Herz des Fetus ausgerichtet und mittels eines Gurtes festgeschnallt. Die Lage des Herzens kann durch eine vorangegangene Sonographie oder durch ertasten der Lage des Kindes bestimmt werden. Im Inneren des Transducers befinden sich Piezokristalle. Durch Anlegen einer hochfrequenten Spannung kann der Piezokristall in Schwingung versetzt werden, wodurch US-Wellen erzeugt werden. Umgekehrt kann durch Empfang von US-Wellen an einem Piezokristall eine hochfrequente Spannung erzeugt werden. Dadurch können die Piezokristalle als Sender und Empfänger verwendet werden. Die erzeugte Schallfrequenz bei CTG-Untersuchungen liegt im Bereich von 1 MHz und variiert von Hersteller zu Hersteller leicht.^{9,15}

Die Ausbreitung der US-Wellen im Körper wird an der Grenze zwischen zwei Gewebearten durch physikalische Effekte beeinflusst. Dabei beträgt die Ausbreitungsgeschwindigkeit im menschlichen Weichteilgewebe durchschnittlich $1540 \frac{m}{s}$.¹⁵ Es kann zur Dämpfung, Reflexion, Streuung und Brechung der US-Wellen kommen.^{9,15} Für die Ermittlung der FHF mittels US ist lediglich die Reflexion an der Grenzfläche zum fetalen Herzen von Bedeutung. Dabei wird die Bewegung des Herzens durch die Frequenzverschiebung der reflektierten Schallwelle erkannt.^{9,15} Diese Frequenzverschiebung ist auf den Dopplereffekt zurückzuführen. Grenzflächen, die sich zum US-Transducer bewegen, erzeugen dabei eine höhere reflektierte Frequenz als die Sendefrequenz. Eine niedrigere Frequenz als die ausgesandte Frequenz entsteht, wenn sich die Grenzfläche vom Transducer entfernt.^{9,15} Durch die Optimierung auf das Bewegungsmuster des fetalen Herzen und der Signalaufbereitung durch Autokorrelation ist es möglich, die Schlagfrequenz des fetalen Herzen sehr genau zu bestimmen.⁹ Störsignale durch Bewegungen, welche nicht vom fetalen Herzen stammen, können durch eine Tiefenselektion ausgeblendet werden. Die FHF wird von Schlag zu Schlag gemessen und über ein Display wird die momentane FHF angezeigt. Zusätzlich wird eine Kurve mit dem zeitlichen Verlauf der FHF ausgedruckt.⁹

Neben der FHF lassen sich auch die Bewegungen des Fetus im Bauch mittels US-Wellen erfassen. Diese Option wird als Kineto-CTG bezeichnet.⁹ Dazu werden die Signale, welche bei der Messung der FHF ausgeblendet wurden, untersucht. Anhand dieser Signale ist es möglich wertvolle Informationen über die Bewegungsmuster des Fetus zu erhalten. Es werden die Bewegungen des Körpers und der Gliedmaßen ausgewertet und die aktiv Phasen im Ausdruck markiert.⁹ Mithilfe dieses zusätzlichen Parameters können Rückschlüsse auf die Vitalität des Fetus erfolgen.⁹

⁹[Kramme2007]; ¹⁵[HinRa2012]

Nicht jedes CTG-Gerät besitzt die Option, die Bewegungen des Fetus zu registrieren, da es für die Auswertung der CTG-Untersuchung nicht unbedingt notwendig ist. Um dennoch Wachphasen des Kindes markieren zu können, verfügen viele Geräte über einen Ereignismarker.⁹ Durch Tastendruck kann die Mutter Ereignisse, wie zum Beispiel Bewegungen des Fetus, auf dem Ausdruck markieren.

3.1.2 Invasive Messung der FHF mittels Skalpelektrode

Um die fetale Herzfrequenz des Kindes direkt zu messen, kann eine Skalpelektrode (auch Kopfschwartenelektrode genannt) verwendet werden. Die Elektrode wird am Kopf des Kindes befestigt und nimmt das fetale Elektrokardiogramm (EKG) auf, aus welchen später die fetale Herzfrequenz abgeleitet wird.^{9,11,12}

Bestandteile der Elektrode sind:¹¹

- Äußere Röhre
- Innere Führungsröhre
- Führungsdrahtgriff (Griff der inneren Röhre)
- Drahtentriegelungskopf Auslösemechanismus
- Elektrodendraht
- Verbindungsstück
- Spiralspitze
- Referenzelektrode

Die Abbildungen 3.3 a bis c zeigen die Bestandteile der Skalpelektrode.

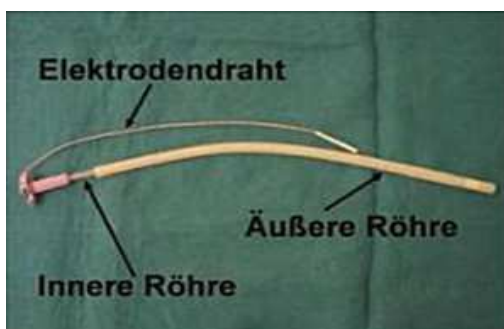
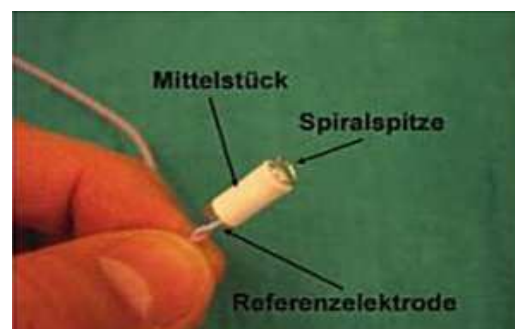
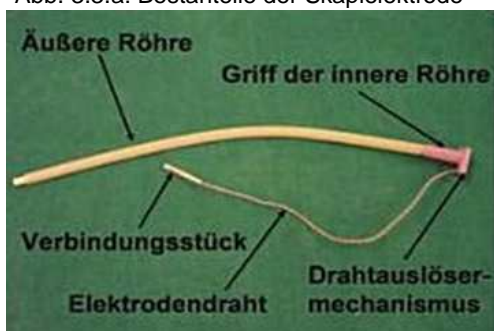


Abb. 3.3.a: Bestandteile der Skalpelektrode



b: Spiralförmiges Ende der Skalpelektrode



c: Beschreibung der einzelnen Abschnitte der Skalpelektrode [MaMa2012]

⁹[Kramme2007]; ¹¹[MaMa2012]; ¹²[SchnHussSchn2004]

Um die Elektrode zu befestigen, wird bei einer vaginalen Untersuchung der Kopf des Kindes ertastet. Über die Führungsröhre wird anschließend die bedeckte Elektrode, über die tastenden Finger, an den Kopf des Kindes gebracht. Nun wird die Elektrode vorgeschoben und durch leichtes Drehen am Griff werden die Spiralspitzen an der Kopfschwarte angebracht.¹² Mittels der Referenzelektrode wird das Aufzeichnen der maternalen Herzfrequenz als fetale Herzfrequenz verhindert.

Eine Messung mittels dieser Elektrode kann während der Geburt, bei gesprungener Fruchtblase und einem geöffneten Muttermund von 2-3 cm erfolgen.^{12,9} Zum Einsatz kommt die Kopfschwartenelektrode hauptsächlich dann, wenn der Signalverlust über die üblichen Ultraschallaufnehmer zu groß ist, um eine verlässliche Analyse zu ermöglichen. Zu diesen Signalverlusten kommt es vorwiegend in den späten Austreibungsperioden z.B. durch heftige Bewegungen der Patientin.⁹ Ein weiterer Vorteil dieser Messmethode ist, dass eine qualitative Auswertung des EKG möglich ist, wobei die Analyse der ST-Strecke an Bedeutung gewinnt.⁹ Dadurch ist eine genauere Überwachung und Beurteilung der fetalen Sauerstoffversorgung möglich. Ein Nachteil hingegen ist eine mögliche Verfälschung der fetalen Herzfrequenz, durch auftretendes Schmerzempfinden des Kindes beim Anbringen der Elektrode. Zum anderen besteht das Risiko einer Infektion. Aus diesen Gründen ist die Verwendung einer Skalpelektrode umstritten.¹⁰ Sie wird meist nur noch in Einzelfällen eingesetzt. Bei normal verlaufenden Schwangerschaften ohne absehbares Risiko auf Komplikationen kommt die Skalpelektrode in der Regel nicht zum Einsatz.

3.1.3 Messverfahren zur Bestimmung des Wehendruckes

Um die Wehentätigkeit aufzunehmen, gibt es, ähnlich der Aufnahme der FHF, die externe Messung und die intrauterine Messung an der Bauchdecke. Die Aufnahme der Wehentätigkeit ist nicht nur für die Auswertung der FHF von Bedeutung. Die Stärke und Häufigkeit der Wehen ändert sich im Verlauf der Schwangerschaft. Gegen Ende der Schwangerschaft kann anhand der Wehentätigkeit das Bestehen der Geburt durch Senk- und Vorwehen erkannt werden.^{9,8}

3.1.3.1 Toko-Messverfahren

Die gebräuchlichste Methode zur Erfassung des Wehendruckes erfolgt über einen externen Drucktransducer (Transducer = Messwertwandler). Dieser wird am Bauch der Schwangeren mittels Gurt festgeschnallt. Die Abbildung 3.4. zeigt einen, am Bauch der Mutter angebrachten, Transducer. Zur Erfassung des Wehendruckes wird die Verhärtung des Uterusmuskels aufgenommen.⁹ Der dabei gemessene Wert ist relativ und von vielen Faktoren abhängig. Diese Faktoren können die Position oder die Möglichkeit einer leichten Anspannung des Uterusmuskels schon beim Anbringen des Transducer sein. Nach dem Anbringen muss der Transducer deshalb auf einen Basiswert eingestellt werden. Dieser relative Basiswert ist meist 10 %.⁹

⁸[DeGeGy2012]; ⁹[Kramme2007]; ¹⁰[VeKla2005]; ¹²[SchnHussSchn2004]

Registriert wird der Druck durch Eindrücken einer Membran oder Stift im Transducer. Im Inneren wird diese mechanische Veränderung in einen relativen Druckwert umgerechnet.⁹ Dabei kann beispielsweise durch Eindrücken eines Stiftes die Geometrie eines Biegeelementes verändert werden. Durch die Änderung der Geometrie ändert sich auch dessen elektrischer Widerstand. Anhand der Änderung des Widerstandes ist die Bestimmung des relativen Druckwertes möglich. Eine absolute Druckmessung ist mit diesem Verfahren nicht möglich.⁹ Um den absoluten Wehendruck zu messen, ist eine Messung im Inneren der Gebärmutter erforderlich.



Abb. 3.4.: Mit Gurten am Bauch der Mutter fixierter CTG-Sensor in Seitenlage der Mutter.

3.1.3.2 Intrauterine Druckmessung

Um den Wehendruck direkt im Inneren der Gebärmutter zu messen, wird ein Katheter in den Uterus, über die Vagina, eingeführt.⁹ Der Katheter ist mit einer neutralen Lösung gefüllt und mit einem externen Drucksensor verbunden. Auch hier kann durch Änderung der Geometrie und der damit verbundenen Widerstandsänderung ein digitaler Druckwert bestimmt werden. Die Messung des Druckes erfolgt dabei absolut. Bei der heute stärker verbreiteten Variante von Druckwandlern befindet sich der Drucksensor direkt an der Spitze eines flexiblen Stabes.⁹ Dieser Stab wird ebenfalls über die Vagina in den Uterus eingeführt. Dadurch kann die umständliche und trainingsintensive Prozedur des Katheterabgleichs erspart werden.⁹ Die Abbildung 3.5. zeigt schematisch die intrauterine Druckmessung.

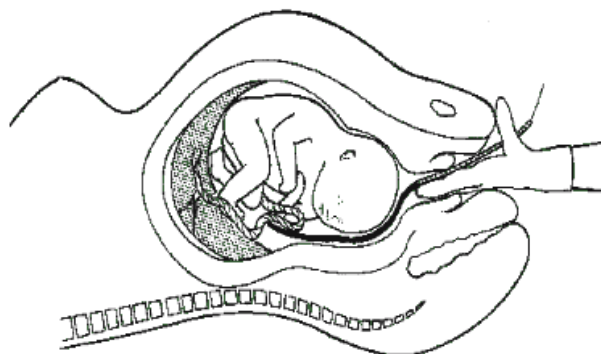


Abb. 3.5.: Intrauterine Druckmessung [Kramme2007]

⁹[Kramme2007]

3.1.4 Messung der fetale Sauerstoffsättigung

Einige CTG-Geräte verfügen neben den Aufnehmern für die FHF und den Wehendruck die Möglichkeit der kontinuierlichen Überwachung der fetalen Sauerstoffsättigung. Diese Messung erfolgt in intrauteriner Umgebung mithilfe eines fetalen Sauerstoffsensors, der in den Geburtskanal eingeführt wird.⁹ Der Sensor wird am Kopf des Kindes befestigt. Eine Kontaktelektrode überprüft das richtige Anliegen des Sensors. Die Abbildungen 3.6 a und b zeigen den Sensor am Kopf des Kindes und die dem Fetus zugewandte Sensorseite. Hilfreich ist die Überwachung der kindlichen Sauerstoffsättigung während der Geburt und bei der Beurteilung suspekter FHF-Kurven. Jedoch ist eine kontinuierliche Überwachung der Sauerstoffsättigung nicht immer nötig.⁹ Das verwendete Messverfahren entspricht der aus der intensiven Medizin bekannten Pulsoxymetrie. Die Pulsoxymetrie macht sich die unterschiedliche Absorption Lichtes von mit Sauerstoff gesättigten und nicht gesättigten Hämoglobin zunutze. Anhand der der Absorption des roten und infraroten Lichtes und der Registrierung der Pulswellen kann die Sauerstoffsättigung im arteriellen Blut errechnet werden.⁹ Dabei werden jedoch für die fetale Anwendung besondere Wellenlängen des infraroten Lichtes verwendet und die Signale über einen wesentlich längeren Zeitabschnitt gemittelt. Durch die Messung der Sauerstoffsättigung kann die Pulsrate bestimmt werden, wodurch die korrekte Sensorplatzierung für die Messung der FHF überprüft werden kann.⁹ Die gemessenen Werte für die Sauerstoffsättigung werden im Kanal der Wehentätigkeit registriert.⁹ Zur Anwendung soll die Messung der Sauerstoffsättigung vor allem bei Risikogeburten kommen, wird jedoch bislang nur vereinzelt eingesetzt.

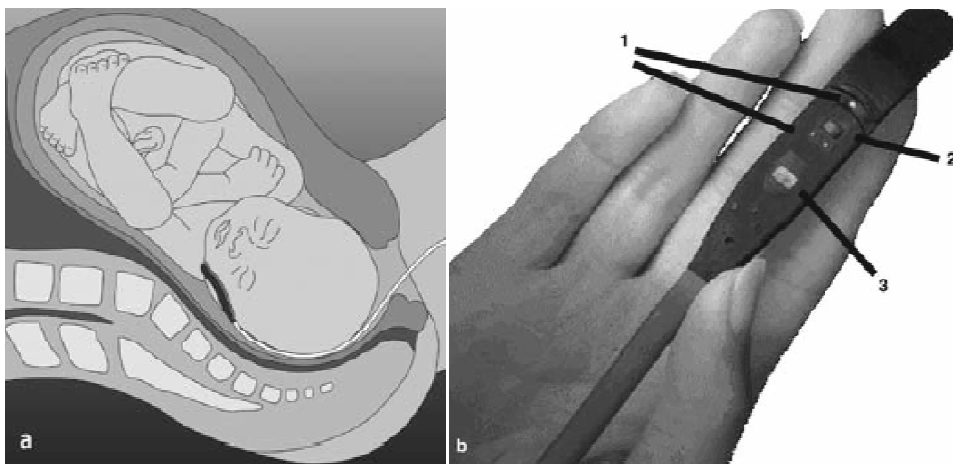


Abb. 3.6. a/b: a) Angebrachter Sensor zu Bestimmung der fetalen Sauerstoffsättigung am Kopf des Kindes
b) Fetus zugewandte Sensorseite: 1 Kontaktelektrode, 2 Infrarot-Lichtquelle, 3 Lichtsensor [Kramme2007]

⁹[Kramme2007]

3.1.5 Zusatzoptionen

Viele Gerätehersteller bieten gegen Aufpreis zusätzlich Funktionen und Optionen an, die das alltägliche Arbeiten mit dem Gerät erleichtern und die Qualität erhöhen sollen.⁹ Diese Funktionen und Optionen sind im Folgenden aufgeführt:⁹

- Eine kanalübergreifende Überwachung der FHF. Dabei wird überprüft ob nicht auf den fetalen Kanal die mütterliche Herzfrequenz oder die eines anderen Feten bei Mehrlingsgeburten aufgezeichnet wird.
- Für den Einsatz in der Badewanne oder bei Unterwassergeburten werden batteriebetriebene, wasserdichte Transducer mit Funkverbindung angeboten.
- Es können Messungen der maternalen Vitalparameter erfolgen.
- Zur Überwachung mehrerer Patienten vom Schwesternzimmer aus werden Anschlussmöglichkeiten an ein Geburtsüberwachungssystem angeboten.
- Zudem können Kurven auch digital gespeichert werden.

Die von der Firma PraxiMed vertriebenen Geräte beschränken sich meist auf die Darstellung der FHF und des Wehendruckes. Die Aufnahme des Wehendruckes und der FHF erfolgen dabei über Transducer, die am Bauch der Mutter befestigt werden. Oft sind diese Geräte noch mit einem Ereignismarker versehen. Der Ereignismarker gibt der Mutter die Möglichkeit besondere Vorkommnisse während der CTG-Untersuchung im Ausdruck zu markieren, wie beispielsweise Bewegungsphasen des Fetus.

3.2 Auswertung der CTG-Kurven

Die Auswertung einer CTG-Untersuchung ist sehr komplex und erfordert ein hohes Maß an Fach- und Sachkunde. Routinemäßig wird heutzutage bei über 90 % aller schwangeren Frauen ein CTG geschrieben.⁸ Die Häufigkeit der Untersuchung richtet sich dabei nach dem individuellen klinischen und kardiotokographisch ermittelten Risiko. Beurteilt wird die Kurve, welche den Verlauf der FHF zeigt. Die Kurve des Wehendruckes wird nicht ausgewertet sondern im Zusammenhang mit der FHF betrachtet. Im Allgemeinen kann davon ausgegangen werden, dass das Wohlbefinden des Fetus im Uterus dann gegeben ist, wenn ein zyklischer Wechsel der Herzfrequenzvariabilität und periodisch auftretende Akzelerationen aber keine Dezelerationen nachweisbar sind.^{8,13,14} Als Akzeleration wird der Anstieg der FHF um mehr als 15 bpm über einen Zeitraum von 15 sec. bezeichnet. Der Abfall der FHF um mehr als 15 bpm über einen Zeitraum von 15 sec. wird als Dezeleration bezeichnet. Eine Bedrohung zu erkennen ist schwierig und gelingt oft nur bei eindeutig pathologischen Veränderungen sicher. Noch schwerer sind die frühen Zeichen pathologischer Herzfrequenzveränderungen richtig zu deuten und aus ihnen die notwendigen klinischen Schlussfolgerungen zu ziehen.

⁸[DeGeGy2012]; ⁹[Kramme2007]; ¹³[GeMart1998]; ¹⁴[MüggS2006]

Das Ziel der CTG-Untersuchung ist eine mangelnde Sauerstoffversorgung und deren vorzeitigen Anzeichen zu erkennen, um einer Schädigung des Gehirns des Feten vorzubeugen. Wichtig für die Auswertbarkeit ist eine Signalausfallrate von unter 15 %.⁸ Die normale Herzfrequenz des geburtsreifen Kindes weist eine Basalfrequenz von 120-160 bpm auf. Ebenfalls wichtig für eine normale Befundung sind periodische Akzelerationen bei Kindsbewegung, eine ausreichende Variabilität und keine Dezelerationen.

Wie im Kapitel 2.3.2. „Einflussfaktoren auf die FHF“ erklärt, ist das fetale Herzfrequenzmuster von vielen Einflüssen geprägt. Die Mindestdauer einer CTG-Untersuchung beträgt 30 Minuten.⁸ Im Folgenden werden wichtige Begriffe zu Auswertung der CTG-Untersuchung erklärt und Beispiele der Auswertung näher erläutert.

Als Beurteilungsparameter der FHF dienen:⁸

- Die Basalfrequenz
- Akzelerationen
- Dezelerationen
- Oszillationen
- Oszillationsamplitude
- Bandbreite
- Langzeitoszillation (auch Oszillationsfrequenz genannt)

Diese Parameter werden unterteilt in kurz-, mittel- und langfristige Merkmale.

Als **Basalfrequenz** oder Grundfrequenz wird die mittlere beibehaltene FHF über einen Zeitraum von 10 Minuten bezeichnet. Dabei treten weder Akzelerationen noch Dezelerationen auf. Die Basalfrequenz liegt im Normalbereich zwischen 120 bpm bis 160 bpm. Als suspekt gilt eine leichte Bradykardie mit 100 - 109 bpm und eine leichte Tachykardie mit 161 - 180 bpm. Als pathologisch ist eine schwere Bradykardie unter 100 bpm und eine schwere Tachykardie über 180 bpm einzustufen.^{8,13,14}

Akzeleration bezeichnet den Anstieg der FHF um mehr als 15 bpm über einem Zeitraum von 15 sec. Als suspekt wird das periodische Auftreten von Akzelerationen mit jeder Wehe bezeichnet. Als pathologisch wird das Ausbleiben von Akzelerationen bezeichnet, wobei deren Bedeutung noch unklar ist.^{8,13,14}

Der Abfall der FHF um 15 bpm über 15 sec wird als **Dezeleration** bezeichnet. Normal ist das Ausbleiben von Dezelerationen.^{8,13,14}

⁸[DeGeGy2012];⁹[Kramme2007]; ¹³[GeMart1998]; ¹⁴[MüggS2006]

Als suspekt werden folgende **Dezelerationen** bezeichnet:^{8,13,14}

- Frühe Dezeleration sind uniforme, wehenabhängige periodisch wiederholte Absenkungen der FHF. Sie haben einen frühen Beginn mit der Wehe und kehren am Ende der Wehe zur Grundfrequenz zurück.
- Variable Dezelerationen wechseln ihre Form und den zeitlichen Abstand zu den Wehen. Sie zeichnen sich durch raschen Beginn und rasche Erholung aus.
- Verlängerte Dezelerationen zeichnen sich durch einen abrupten Abfall der FHF um mindestens 60 - 90 sec bis maximal 3 Minuten aus.

Als Pathologische eingestufte **Dezelerationen** sind:^{8,13,14}

- Späte Dezelerationen sind uniforme wehenabhängige periodisch wiederholte Absenkungen der FHF, welche gegen Mitte und Ende der Wehe beginnen und am Ende der Wehe zur Grundfrequenz zurückkehren.
- Verlängerte Dezeleration werden pathologisch wenn sie länger als 3 Minuten anhalten oder über zwei Wehen andauern.

Oszillationen bezeichnen die kurzzeitige Veränderung der FHF von Herzschlag zu Herzschlag und sind Ausdruck für die Reaktionsfähigkeit des Fetus auf endogene und exogene Reize.¹⁴

Die Anzahl der Gipfelpunkte (höchster Punkt der Oszillationen in einem kurzen Zeitraum) pro Minute wird als **Oszillationsfrequenz** bezeichnet. Normal sind 4 - 6 Gipfelpunkte pro Minute.¹⁴

Die **Oszillationsamplitude** ist die maximale Auslenkung von Schwingungen aus der Ruhelage. Als **Bandbreite** wird die Differenz zwischen höchsten und niedrigsten Umkehrpunkt bezeichnet. Eine Bandbreite zwischen 10 bis 25 bpm gilt als normal.¹⁴

Zur Beurteilung des CTG können verschiedene Scores verwendet werden. Ein Score ist ein Maßstab für die Auswertung des CTG. Dabei werden für die verschiedenen Merkmale des CTG Punkte vergeben. Je nach Komplexität des Score werden die Punkte unterschiedlich zusammen gerechnet. Als Beispiel soll die vereinfachte Form des Fischer-Score, welcher in Tabelle 3.1. dargestellt ist, erklärt werden.¹⁴ Der Fischer-Score kann nur für die antenatale (vorgeburtliche) CTG-Untersuchung angewandt werden.

⁸[DeGeGy2012]; ⁹[Kramme2007]; ¹³[GeMart1998]; ¹⁴[MüggS2006]

Tab. 3.1.: Fischer-Score zur CTG Beurteilung [MüggS2006]

Punkte	0	1	2
Baseline (bpm)	< 100 oder > 180	100 - 110 oder 160 - 180	110 – 160
Bandbreite (bpm)	< 5	5 - 10 oder > 25	10 – 25
Nulldurchschläge/min	< 2	2 - 6	> 6
Akzeleration	keine	periodisch	sporadisch
Dezeleration	späte, variable mit un- günstigen Zusatzkriterien	Variabel	keine, sporadische

Bewertet wird das CTG durch addieren der Punkte. Ein normaler fetaler Zustand ist bei 8 bis 10 Punkten anzunehmen.¹⁴ Nur 5 bis 7 Punkte sind als Warnsignal zu deuten.¹⁴ Bei vier oder weniger Punkten kann von einer bedrohlichen fetalen Gefährdung ausgegangen werden.¹⁴

Jedoch ist eine Beurteilung allein anhand eines Score nicht immer verlässlich. Einige Fachleute sehen ein Problem in der numerischen Vereinfachung eines sehr komplexen Kurvenverlaufes. Auch ist fraglich, ob eine Aufsummierung der einzelnen Kategorien wirklich den Zusammenhang der Kategorien widerspiegelt. Der größte Nachteil ist jedoch, dass die fetalen Verhaltensmuster und Schlaf-Wach-Rhythmen in der Auswertung mithilfe eines Score nicht berücksichtigt werden.^{8,13} Ein Score sollte deshalb nur eine Art Richtlinie sein, an der die individuelle Auswertung eines CTG erfolgen kann.

Antepartal ist die CTG-Untersuchung geeignet, um Hinweise auf eine drohende kindliche Gefährdung zu erlangen. Dieser Vorwarneffekt variiert jedoch zwischen ein bis vier Tagen. Aus diesen Gründen sollte bei Risikoschwangerschaften auf zusätzliche Untersuchungsmethoden zurückgegriffen werden, welche eine längere Vorwarnzeit besitzen.^{8,13} Dafür eignen sich US-Untersuchungen wie beispielsweise die Dopplersonographie. Durch eine verlängerte Registrierdauer und Einsatz der Dopplersonographie kann die hohe Falschpositiv-Rate vermindert werden. Durch das subpartale CTG-Monitoring vermindert sich das Risiko einer Totgeburt. Für ein Interpretieren der FHF-Muster sind gute Kenntnisse der Herz-Kreislauf-Regulation des Fetus grundsätzlich notwendig.⁸

⁸[DeGeGy2012]; ⁹[Kramme2007]; ¹³[GeMart1998]; ¹⁴[MüggS2006]

4 Anforderungen und Konstruktionsansätze des Patientensimulators

In diesem Kapitel soll eine Möglichkeit der Umsetzung eines geeigneten Patientensimulators entwickelt werden. Dabei werden zuerst alle Anforderungen an einen Patientensimulator gesammelt. Anschließend wird anhand der in den vorangegangenen Kapiteln gewonnen Erkenntnisse und den Anforderungen an den Simulator ein Konzept für die technische Realisierung entwickelt.

4.1 Anforderungen an den Patientensimulator

Moderne CTG-Geräte sind heutzutage neben der standardmäßigen Aufnahme der FHF und des Wehendruckes mit einer Vielzahl verschiedene Applikationen ausgestattet. Diese zusätzlichen Sensoren sind optional und werden vom Betreiber nach seinen Bedürfnissen gewählt. Beispiele für solche zusätzlichen Applikationen sind:

- Eine zweite US-Sonde zur Zwillingsüberwachung
- Ein Ereignistaster, um der Mutter die Möglichkeit zu geben, Bewegungsphasen im CTG-Ausdruck zu markieren
- Automatische Erkennung von Kindsbewegungen
- Sensoren für intrauterine Messung des Wehendruckes und FHF
- Messung der maternalen Vitalparameter wie Sauerstoffkonzentration des Bluts, Blutdruck, Temperatur und EKG
- Die Möglichkeit einer Verbindung zur Arztsoftware und einer digitaler Speicherung und Auswertung der Kurven

Die Anforderungen an den Patientensimulator beschränken sich lediglich auf die zuverlässige Simulation der FHF und des Wehendruckes. Eine Simulation anderer Parameter ist nicht nötig, da der Kundendienst der Firma PraxiMed meist mit Standard CTG-Geräten konfrontiert wird. Solche Standard Geräte besitzen meist nur eine US-Sonde und einen Toko-Transducer. Lediglich die Zwillingsüberwachung mittels einer zweiten US-Sonde muss berücksichtigt werden. Alle anderen zusätzlichen Applikationen werden nicht berücksichtigt.

Der zu konzipierende Patientensimulator dient zur allgemeinen Funktionsprüfung des CTG-Gerätes. Dabei sollen speziell die Transducer überprüft werden, da dort, nach Erfahrungsberichten der Firma Praximed, die häufigste Fehlerursache zu finden ist.

Eine naturgetreue Simulation eines Fetus im Mutterbauch ist daher nicht erforderlich. Die technische Simulation von Signalen, welche über die US- und Toko-Transducer registriert werden können, ist vollkommen ausreichend. Im Folgenden werden die Anforderungen an den Simulator für die jeweiligen Sonden dargestellt und die Anforderungen an den Patientensimulator als Ganzes erläutert.

4.1.1 Anforderungen zur Simulation der FHF

Die natürliche Herzfrequenz des Fetus ist starken Schwankungen unterlegen. Eine gleichbleibende Frequenz über einen längeren Zeitraum gibt es nicht. Eine natürliche Simulation der Herzfrequenz ist aus oben genannten Gründen nicht erforderlich. Es soll lediglich eine gleichbleibende FHF simuliert und von der US-Sonde registriert werden. Dabei soll die Möglichkeit der Einstellung mehrerer verschiedener Frequenzen gegeben sein. Durch die Einstellbarkeit verschiedener Frequenzen kann zusätzlich neben der Aufnahme der FHF auch die Alarmfunktion getestet werden. Die obere und untere Grenze für die Auslösung eines Alarms können zwar bei vielen CTG-Geräten frei gewählt werden, jedoch befinden sich die normale FHF meist im Bereich von 120 - 160 bpm. Dieser Normalbereich kann je nach Land oder Expertenmeinung schwanken. Um die Alarmfunktion allgemeingültig zu testen, sollte dazu ein deutlich zu hoher bzw. zu niedriger Wert für FHF einstellbar sein. Als oberer einstellbarer Wert werden 180 bpm und als unter einstellbarer Wert 100 bpm gewählt.

Folgende drei einstellbare Frequenzen sind für den fertigen Simulator ausreichend:

- 140 bpm zur Simulierung einer normalen FHF
- 180 bpm zur Simulierung einer deutlich zu hohen FHF und Auslösung eines Alarms
- 100 bpm zur Simulierung einer deutlich zu niedrigen FHF und Auslösung eines Alarms

Ein zweiter Simulationsplatz, um eine Zwillingsüberwachung zu simulieren, kann zusätzlich konzipiert werden. Die Einstellparameter sind dabei jedoch um 10 bpm nach unten bzw. oben zu ändern, um eine zweite Kurve zu erzeugen, die sich deutlich von der ersten unterscheidet. Jedoch ist ein zweiter Simulator nicht unbedingt notwendig. Da lediglich die Funktion getestet werden soll, ist es ausreichend, beide US-Sonden nacheinander zu testen. Eine zusätzliche Testfunktion durch einen zweiten Simulator der FHF wäre die Überprüfung der Alarmfunktion beim Aufnehmen zweier gleicher FHF. Jedoch verfügt nicht jedes CTG-Gerät mit Zwillingsfunktion über diesen Alarm. Aus diesen Gründen kann auf einen zweiten Simulationsplatz für die FHF verzichtet werden.

4.1.2 Anforderung zur Simulation des Wehendruckes

Die Stärke und Dauer der Wehen variiert im Verlauf einer CTG-Untersuchung. Zudem ändern sich die Wehen auch im Verlauf der Schwangerschaft. Gerade gegen Ende einer Schwangerschaft ist mit starken Wehen zu rechnen. Dargestellt wird der Wehendruck von den meisten CTG-Geräten nur relativ in Werten von 0 bis 100 %. Die Simulation verschieden starker und langer Wehen käme den natürlichen Wehen sehr nah, ist aber für einen Funktionstest nicht unbedingt erforderlich. Die Simulation einer kontinuierlichen Kurve, die den Bereich von 0 bis 100 % durchläuft, ist hier bei angebracht. Wichtig ist dabei ein langsamer Anstieg und Abfall der Kurve, welche dem Papiervorschub des Druckers angepasst ist, um eine gut erkennbare Sinuskurve zu erzeugen. Anhand der ausgedruckten Kurve sind Rückschlüsse auf die Empfindlichkeit des Drucksensors möglich. Eine nach oben abgeschnittene Kurve weist auf ein zu sensibel eingestellten Drucksensor hin, während ein maximaler Wert der Kurve weit unter 100 % auf eine zu schwache Empfindlichkeit hindeutet. Der absolute Druckwert ist für die Auswertung einer CTG-Untersuchung von geringer Bedeutung. Die relative Stärke und Dauer der Wehen untereinander und die Auswirkung auf die FHF spielt bei der Auswertung die wesentliche Rolle.

4.1.3 Sonstige Anforderungen

Neben der Funktion der Simulation sollte der Patientensimulator auch andere Eigenschaften besitzen. Um eine erste Diagnose eines möglicherweise defekten CTG-Gerätes vor Ort zu ermöglichen, sollte er kompakt und leicht zu transportieren sein. Um dies zu erreichen, muss auf Gewicht und Größe geachtet werden. Ein praktisches Gehäuse für den Transport wäre beispielsweise ein Koffer. Ein schnelles und flexibles Arbeiten kann durch eine Stromversorgung mittels Akku oder Batterien erreicht werden. Auf die Stromversorgung mittels einer Kaltgeräteanschlussleitung sollte dennoch nicht verzichtet werden. Zudem ist ein Akkubetrieb nicht unbedingt erforderlich, da in der Regel immer genügend Steckdosen vorhanden sind.

4.1.4 Zusammenfassung der Anforderungen

Der Patientensimulator soll der Diagnose von defekten CTG-Geräten vor Ort und in der Servicewerkstatt dienen. Dafür sind folgende Anforderungen an den Simulator erforderlich:

- Simulation der FHF und des Wehendruckes
- 3 Verschiedene Einstellwerte zur Simulation der FHF und Alarmprüfung
 - Obere simulierte Frequenz von 180 bpm
 - Untere simulierte Frequenz von 100 bpm
 - Frequenz im Normalbereich 140 bpm
- Kompaktes und leichtes Gehäuse (Koffer)
- Betrieb über Kaltgeräteanschlussleitung oder über Akku

Um diese Anforderungen zu erfüllen, können verschiedene Varianten umgesetzt werden. Im Folgenden werden einige Ideen vorgestellt und auf ihre Eignung überprüft.

4.2 Konstruktionsansätze

Die Realisierung des Patientensimulators kann auf verschiedene Arten ermöglicht werden. Die beiden zu simulierenden Größen sind dabei für die Konzeption des Simulators getrennt zu betrachten. Für die Simulation des Wehendruckes wie auch für die FHF sind unterschiedliche Ansätze möglich. Im diesem Unterkapitel werden die Ansätze und die gewählte Umsetzung zur Simulation von FHF und Wehendruck erläutert.

4.2.1 Simulation FHF

Auch bei der Simulation der FHF ist eine realistische Nachbildung eines fetalen Herzen im Mutterbauch nicht nötig. Die Aufnahme der FHF geschieht über US mithilfe des Dopplereffektes. Die Frequenzverschiebung von reflektierten und ausgesandten US-Pulsen wird dabei registriert. Es werden nur Signale zur Bestimmung der FHF genutzt, die von der sich bewegenden Grenzfläche des fetalen Herzen zum umliegenden Gewebe reflektiert werden. Um die FHF zu simulieren, muss eine solche, sich gleichmäßig bewegende, Grenzfläche erzeugt werden. Das Medium, in dem sich die US-Pulse ausbreiten, ist ebenfalls wichtig. Es sollte dem menschlichen Gewebe sehr ähnlich sein.

Menschliches Weichteilgewebe hat eine durchschnittliche Schallgeschwindigkeit für US-Wellen von $1540 \frac{m}{s}$.¹⁵ Die Schallgeschwindigkeit in Wasser beträgt $1520 \frac{m}{s}$.¹⁵ Der Grund für diese annähernd gleiche Schallgeschwindigkeit ist, dass der menschlich Körper und speziell das Weichteilgewebe größtenteils aus Wasser besteht. Als Ausbreitungsmedium eignet sich dadurch Wasser oder ein Gel auf Wasserbasis.

Ebenfalls möglich sind andere Stoffe mit einer ähnlichen Schallgeschwindigkeit für US-Pulse. Um die FHF zu simulieren, sind verschiedene Ansätze möglich. Die Wahl des geeigneten Ansatzes wird auch hier anhand verschiedener Vergleichskriterien festgelegt.

4.2.1.1 Ansätze zur Simulation der FHF

Ansatz 1 kommt bei der Simulation der FHF der Realität sehr nah. In einem Behälter mit Wasser oder einem ähnlichen Medium befindet sich ein Ballon. Am Ballon befindet sich eine Röhre, die aus dem Behälter herausführt. In der Röhre ist ein Kolben. Durch Rein- und Rausschieben des Kolbens kann der Ballon mit Flüssigkeit gefüllt und wieder entleert werden. Die Bewegungen des Ballons erinnern dabei an den Herzschlag des primitiven Herzens in den ersten SW. Nach oben deckt eine Silikonschicht den Behälter ab. Auf dieser wird der US-Transducer aufgelegt. Die Bewegungen des Ballons simulieren den Herzschlag und werden vom US-Aufnehmer erfasst. Die Grenzfläche, die zur Signalerzeugung benötigt wird, ist die Ballonhaut. Wichtig für die Signalerzeugung ist, dass die Ballonhaut ausreichen Dick ist, um eine sichere Signalerzeugung zu gewährleisten. Festgeschnallt werden muss der Transducer nicht, jedoch können für eine bessere Einkopplung des US spezielle US-Gele verwendet werden.

Eine einfachere Simulation der FHF kann durch **Ansatz 2** ermöglicht werden. Dabei wird der US-Transducer auf eine flexible Silikonschicht mit einer Dicke von einigen cm gelegt. Ein Motor bewegt einen Kolben von unten gegen das Silikon. Durch die Auf- und Abbewegungen des Kolbens entsteht eine sich zum und vom Transducer wegbewegende Grenzfläche von Silikon zu Luft. An dieser Grenzfläche kommt es aufgrund der viel geringeren Schallgeschwindigkeit in Luft zur fast vollständigen Reflexion der US-Pulse. Zudem tritt an der sich kontinuierlich bewegenden Grenzfläche der Dopplereffekt auf. Der so simulierte Herzschlag kann vom Transducer erfasst werden. Auch hier kann für eine bessere Einkopplung US-Gel verwendet werden.

4.2.1.2 Vergleich der verschiedenen Ansätze

Alle vorgestellten Ansätze eignen sich gleichermaßen zur Simulation der FHF. Es muss nun eine Auswahl getroffen werden, um den geeignetsten Ansatz zu verwenden. Dazu müssen Kriterien gefunden werden, die neben der Funktionalität eine wichtige Rolle spielen. Die einfache technische Realisierbarkeit ist ein solches Kriterium. Der Aufbau sollte so einfach wie möglich sein, unter der Bedingung, dass die vorher gestellten Anforderungen erfüllt werden. Da das Messprinzip der FHF bei allen Herstellern sehr ähnlich ist, kann jeder Ansatz für alle Hersteller verwendet werden. Es spielen jedoch die Kosten der benötigten Teile und Kompaktheit des Aufbaus eine Rolle. Die entstehenden Kosten lassen sich dabei nur abschätzen. Die zu erwartende Größe ist leichter einzuschätzen und zu vergleichen. Das Ziel ist dabei, dass der Simulator in einen handlichen Koffer passt.

Auswahlkriterien:

- technische Realisierbarkeit
- Kostenfaktor
- kompakter Aufbau

In Tabelle 4.1. werden die Ansätze gegenübergestellt und Punkte in den einzelnen Kategorien verteilt. Dabei können null bis drei Punkte vergeben werden. Das Ziel ist eine möglichst hohe Punktzahl zu erreichen. Durch diese Tabelle soll ein Anhaltspunkt bei der Auswahl der geeigneten Variante erzeugt werden.

Tab. 4.1.: Vergleich der Ansätze zur Simulation der FHF

	Realisierbarkeit	Kostenfaktor	kompakter Aufbau	Summe
Variante 1	1	1	1	3
Variante 2	3	2	3	8

Anhand der Tabelle kann deutlich erkannt werden, dass Ansatz 2 zu bevorzugen ist. Die technische Umsetzung des Ansatzes wird im Kapitel 5.1 „Technische Realisierung der Simulation der FHF“ erläutert.

4.2.2 Simulation Wehendruck

Bei der Simulation von biologischen Vorgängen muss im Vorfeld entschieden werden, ob die Realität so genau wie möglich simuliert werden muss. In den Kapitel 4.1. „Anforderungen an den Patientensimulator“ wurde entschieden, dass eine realistische Nachbildung nicht nötig ist. Im Kapitel 3.1.3.1 „Toko-Messverfahren“ wurden der Aufbau und die Funktionsweise des Transducer erläutert. Die Aufgabe des Simulators besteht darin, ein Signal zu erzeugen, welches vom Transducer erfasst werden kann. Dazu muss die Membran oder Stift des Aufnehmers mechanisch bewegt werden. Um dies zu ermöglichen, kann eine der drei folgenden Varianten umgesetzt werden.

4.2.2.1 Ansätze zur Simulation des Wehendruckes

Um den Wehendruck zu simulieren, muss Druck auf den Transducer ausgeübt werden. **Ansatz 1** beschreibt die einfachste Möglichkeit dies zu erreichen. Dazu muss der Transducer auf eine glatte Oberfläche platziert und von oben Druck, durch ein Gewicht, auf den Transducer erzeugt werden. Durch einige Tests an funktionierenden CTG-Geräten kann der ungefähre relative Druckwert zu einem bestimmten Gewicht ermittelt werden. Der zu prüfende Transducer muss einen Wert, der ungefähr dem ermittelten Erfahrungswert entspricht, anzeigen.

Bei einer ungefähren Übereinstimmung ist die Sensibilität richtig eingestellt und der Transducer in Ordnung. Aufgrund verschiedener Hersteller und somit unterschiedlicher Transducer kann unter Umständen dieser Ansatz nicht bei allen CTG-Geräten angewandt werden.

Um möglichst für alle CTG-Geräte verschiedener Hersteller den Wehendruck zu simulieren, sollte eine Möglichkeit gefunden werden, die der Realität näher kommt. Bei einer Wehe spannen sich die Muskeln der Gebärmutter an und es wird ein Druck ausgeübt. Auf ähnliche Weise muss auch vom Simulator Druck erzeugt werden. **Ansatz 2** beschreibt eine solche Möglichkeit. Ein mit einer Flüssigkeit gefüllter Behälter wird nach oben mit einer flexiblen Membran abgeschlossen. An der Seite des Behälters befindet sich eine Röhre mit einem Kolben. Durch Reindrücken des Kolbens kann der Druck im Inneren des Behälters erhöht werden. Der Druck führt zur Ausstülpung der Membran. Der Transducer wird auf dieser Membran, ähnlich wie am Bauch der Mutter, festgeschnallt. Ein Motor bewegt den Kolben kontinuierlich rein und raus. Dadurch kann eine Wehendruckkurve im Ausdruck erzeugt werden.

Ansatz 3 ist eine direkte Druckeinwirkung auf die Membran oder den Stift des Transducer. Dazu wird der Transducer auf eine flexible Silikonschicht, welche die Haut darstellen soll, gelegt und ebenfalls festgeschnallt. Ein durch einen Motor bewegter Kolben drückt anschließend von unten auf die Silikonhaut und erzeugt somit einen Druck der vom Transducer erfasst werden kann. Dabei ist eine richtige Platzierung der druckempfindlichen Stelle des Transducer über dem Kolben erforderlich. Auch bei diesem Ansatz kann durch Auf- und Abwärtsbewegung des Kolbens eine kontinuierliche Kurve aufgenommen werden.

4.2.2.2 Vergleich der verschiedenen Ansätze

Mithilfe der drei vorgestellten Varianten lässt sich der Wehendruck simulieren. Jedoch gibt es verschiedene Auswahlkriterien, weshalb sich für eine bestimmte Umsetzung nur eine der Varianten am besten eignet. Bei diesen Kriterien spielt nicht nur die Funktionalität eine Rolle. Jede der Varianten kann den geforderten Zweck, die Simulation des Wehendruckes, erfüllen. Andere Kriterien sind neben der Simulation des Wehendruckes:

- Anwendbarkeit des Simulators bei verschiedenen Sensoren verschiedener Hersteller
- einfache technische Realisierbarkeit
- genaue und störungsunanfällige Simulation
- geringe Realisierungskosten
- kompakter Aufbau

Der Vergleich erfolgt analog zum vorangegangenen Vergleich beim Simulator für die FHF in Tabelle 4.2.

Tab. 4.2.: Vergleich der Ansätze zur Simulation des Wehendruckes durch Vergabe von Punkten. Höchste Punktzahl pro Kategorie sind 3 Punkte.

	Eignung für alle Hersteller	Realisierung	Störanfälligkeit	Kosten- faktor	kompakter Aufbau	Summe
Variante 1	1	3	3	3	3	13
Variante 2	3	1	2	1	1	8
Variante 3	3	2	3	2	2	12

Auf Grundlage der Tabelle ist Ansatz 2 auszuschließen. Infrage für eine Realisierung kommen nur Ansatz 1 oder 3. Da das wichtigste Kriterium die Eignung des Simulators für möglichst alle Hersteller ist, fällt die Wahl auf Ansatz 3. Zur Umsetzung des Ansatzes wird im Kapitel 5.2 „Technische Realisierung des Wehendruckesimulators“.

5 Konstruktion des Patientensimulators

In diesem Kapitel wird die Fertigung des Patientensimulators auf den Grundlagen der vorangegangenen Kapiteln beschrieben. Dabei werden auch die Probleme erläutert, die sich beim Bau herausstellten, so wie deren Lösung.

5.1 Technische Realisierung der Simulation der FHF

Wie im Kapitel 3.1.1 „Messung der FHF mittels Ultraschall“ beschrieben, erfolgt die Aufnahme der FHF mittels Ultraschall. Dabei kann die Herzfrequenz aufgrund der veränderten Frequenz zwischen ausgesandten und reflektierten US-Welle bestimmt werden. Im Folgenden soll beschrieben werden, wie die technische Realisierung einer simulierten Herzbewegung umgesetzt werden kann.

5.1.1 Vorüberlegungen und benötigte Bauteile

Aus den vorangegangenen Kapiteln sind die Funktionsweise des US-Transducer und die theoretische Möglichkeit der Simulation der FHF bekannt. Eine exakte Nachbildung des Mutterbauchs ist bei der Simulation der FHF nicht nötig. Die vom CTG-Gerät registrierte Bewegung des fetalen Herzens ist vereinfacht als Bewegung einer Grenzschicht von Medien mit unterschiedlicher Schallgeschwindigkeit zu sehen. Um die FHF zu simulieren, muss deshalb eine sich kontinuierlich bewegendende Grenzschicht von Medien unterschiedlicher Schallgeschwindigkeiten erzeugt werden. Wie auch bei der Simulation des Wehendruckes bietet sich ein Silikonquader als Auflage für die US-Sonde an. Es wurde hierzu das gleiche Silikon ZA 4 LT Rot verwendet. Die sich kontinuierlich bewegendende Grenzfläche soll durch einen Kolben, welcher in das Silikon drückt, realisiert werden. Angetrieben wird der Kolben von einem Motor. Dabei muss aus der Rotationsbewegung des Motors eine Translationsbewegung des Kolbens erzeugt werden. Als Antriebsmotor wurde dafür ein Pumpenmotor, der mit einer Wechselspannung von 230V/50 Hz betrieben wird, verwendet. Die finale Anordnung und das optimale Zusammenspiel der einzelnen Komponenten konnte erst im Verlauf der Konstruktion festgestellt werden. Im folgenden Kapitel wird die Konstruktion FHF-Simulators und die auftretenden Probleme beschrieben.

5.1.2 Konstruktion des Simulators für die FHF

Beim fertigen Patientensimulator für die FHF sollen möglichst alle Anforderungen, welche im Kapitel 4.1.1 „Anforderungen zur Simulation der FHF“ gestellt wurden, erfüllt werden. Dabei sollte sich die Einstellbarkeit der verschiedenen FHF als am schwierigsten zu realisieren herausstellen. Begonnen wurde der Bau mit dem Gießen des Silikonquaders. Die Maße des fertigen Quaders sind 9,5 cm x 9,5 cm x 2,5 cm. Die Dicke des Quaders wurde erhöht um zum einem den Druck bei der erzeugen der vibrierenden Grenzfläche zu verringern und um den Weg der US-Wellen zu verlängern. Nach Fertigstellung des Silikonquaders wurde er ebenfalls in einen Holzrahmen gefasst und neben der Auflagefläche für die Simulation des Wehendruckes auf dem Brett platziert. Der Rahmen wurde fest mit dem Brett verschraubt. Mittig unterhalb des Silikons wurde ein Kreis aus dem Brett herausgeschnitten. Der Radius des Kreises beträgt 4 cm. Durch diese Öffnung soll später der Kolben auf das Silikon drücken und so eine vibrierende Membran erzeugen, welche als Herzschlag vom CTG-Gerät registriert werden kann.

Die Bewegung des Kolbens sollte durch den Pumpenmotor realisiert werden. Dazu musste die Motordrehzahl durch eine Übersetzung heruntergeregt werden. Der Motor treibt ein Rad mit einem Durchmesser von 2 cm an. Ein Gummiband überträgt die Bewegung auf ein größeres Rad mit einem Durchmesser von 20 cm. So konnten 120 Umdrehungen pro Minute beim großen Rad erzeugt werden.

Als nächstes wurde der Kolben unterhalb des Silikons angebracht. Der Kolben besteht aus einem Metallrohr an deren Ende eine sich eine Öse befindet. Der Kopf des Metallrohres wurde mit einem Gummi versehen. Durch eine Führung des Kolbens konnte eine senkrechte Bewegung garantiert werden. Zwischen Kolbenspitze und Silikon betrug der Abstand einige wenige Millimeter. Am unteren Ende des Kolbens wurde eine Holzplatte montiert. Am Rand des großen Rades wurde eine runde Plastikscheibe befestigt. Motor und Übersetzung wurden anschließend so platziert, dass bei der Rotation das großen Rades die Plastikscheibe auf den Kolben schlägt und dieser gegen das Silikon drückt.

Problem bei dieser Art der Realisierung ist die Stoßempfindlichkeit der Piezokristalle in der US-Sonde. Erschütterungen, die beispielsweise beim Herunterfallen der US-Sonde entstehen, können Haarrisse im Inneren der Kristalle erzeugen, welche zu dessen Ausfall führen können. Sind alle Kristalle betroffen kann kein US ausgesandt und empfangen werden. Aufgrund dieser Gefahr wurde ein Test dieser Simulationsmethode nicht an einem CTG-Gerät durchgeführt und eine andere Lösung der Realisierung gesucht.

Um den Stoß des Kolbens ins Silikon zu vermindern, musste eine geführte Kolbenbewegung erzeugt werden. Desweiteren wurde die Erzeugung einer vibrierenden Grenzschicht durch den Kolben verändert. Anstatt den Kolben in das Silikon zu drücken, sollte er nun herausgezogen werden. Eine Stahlfeder drückt dazu den Kolben in das Silikon. Am Ende des Kolbens wurde eine stabile Angelschnur angebracht, an welcher der Kolben zurückgezogen wird.

Die Stahlfeder drückt anschließend den Kolben bei nachlassender Zugkraft zurück in das Silikon. Am Kopf des Kolbens wurde ein Gummi befestigt, um den Stoß bei der Zurückbewegung abzuschwächen. Die Zugkraft zum Herausziehen des Kolbens sollte auch hier durch den zuvor beschriebenen Motor erzeugt werden. Das Übersetzungsverhältnis vom kleinen zum großen Rad wurde beibehalten. Die Angelschnur wird von ihrer Befestigung am unteren Ende des Kolbens über eine Umlenkrolle zum großen Rad geführt und an dessen Rand befestigt. Bei der Umdrehung des Rades wird die Angelschnur gespannt und der Kolben beim größtmöglichen Abstand von Umlenkrolle und Radrand um wenige Millimeter aus dem Silikon gezogen. Durch die ständige Verbindung von Kolben und Rad entsteht die gewünschte geführte Kolbenbewegung. Abbildung 5.1. zeigt schematisch den Aufbau des Simulators der FHF. Da nun keine Gefährdung der US-Sonde mehr bestand, konnten erste Tests am CTG-Gerät erfolgen.

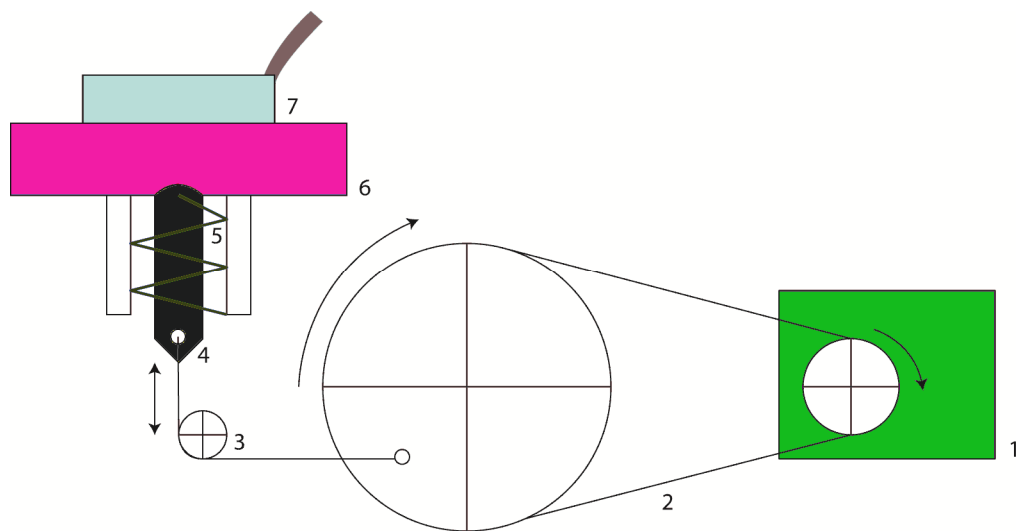


Abb. 5.1.: Schema des Simulators der FHF. Die einzelnen Komponenten sind (1) Motor; (2) Übersetzung des Antriebs; (3) Umlenkrolle; (4) Kolben; (5) Feder welche den Kolben in das Silikon drückt; (6) Silikonhaut; (7) US-Transducer.

Getestet wurde die Simulation der FHF an dem CTG-Gerät FataCare der Firma Kranzbühler. Um ein sicheres Ein- und Ausschalten des Patientensimulators zu gewährleisten, wurde ein Kippschalter verbaut. Die Tests ergaben, dass eine FHF von 120 bpm auf diese Weise erzeugt werden kann. Die Abbildung 5.2. zeigt eine mit dem CTG-Gerät FataCare der Firma Kranzbühler aufgenommene Testkurve. Ein Festschnallen des US-Transducer, ähnlich wie am Bauch der Mutter, ist nicht notwendig, da der US-Transducer in der waagerechten Lage nicht verrutschen kann.

Nach erfolgreicher Simulation der FHF musste eine Möglichkeit der Einstellung der geforderten drei Herzfrequenzen gefunden werden. Das Vorschalten eines handelsüblichen Dimmerschalter erzeugt zwar eine verminderte Motordrehzahl, jedoch führt dies auch zu einem Abfall des Drehmomentes. Dadurch konnte der Motor nicht mehr die nötige Kraft erbringen, den Kolben zu bewegen. Um die Drehzahl eines Elektromotors zu regeln, ohne Kraftverluste zu erzeugen, wird ein Frequenzumrichter benötigt.

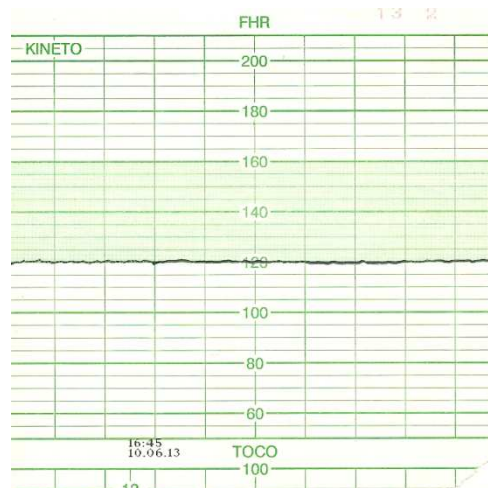


Abb. 5.2.: Aufgenommen FHF, welche vom Patientensimulator simuliert worden ist.

Über die Firma Eltrik Elektrotechnik aus Limbach-Oberfrohna kann ein passender Getriebemotor mit Frequenz-umrichter bezogen werden. Die Kosten eines solchen Motors betragen 588,29 €.

Aus Budgetgründen war der Kauf und Einbau eines solchen Motors nicht möglich. Da kein kostengünstigeres Angebot gefunden werden konnte, musste auf die Einstellung verschiedener FHF verzichtet werden. Der fertige Simulator ist deshalb nur in der Lage eine FHF von 120 bpm zu simulieren.

5.2 Technische Realisierung des Wehendrucksimulators

In den vorangegangenen Kapiteln wurden die Grundlagen zur technischen Realisierung gelegt. Im Kapitel 3.1.3.1 „Toko-Messverfahren“ wurde die Messung des Wehendruckes erläutert. Der Ansatz für eine Simulation des Wehendruckes wurde im Kapitel 4.2.2 „Simulation Wehendruck“ erarbeitet. Im diesem Unterkapitel werden die praktische Umsetzung der Theorie und der Bau des Simulators beschrieben.

5.2.1 Auswahl der Komponenten

Wie im Kapitel 3.1.3.1 „Toko-Messverfahren“ geschildert, wird die Toco-Sonde direkt auf dem Bauch der Mutter aufgelegt und mit einem Gurt festgeschnallt. Ein beweglicher Stift oder Membran in der Sonde nimmt den Druck auf, welcher in ein digitales Signal umgewandelt und auf dem Display angezeigt wird. Um den Wehendruck simulieren zu können, müssen ähnliche Bedingungen wie in der Natur geschaffen werden. Da eine exakte Nachbildung des Mutterbauches zu komplex ist, muss die Natur vereinfacht und auf das Wesentliche beschränkt werden. Im Kapitel 4.2.2 „Simulation Wehendruck“ wurde analysiert auf welche Art eine Simulation des Wehendruckes möglich ist und eine Variante ausgewählt.

Um auf diese Art und Weise den Wehendruck simulieren zu können, werden folgende Komponenten benötigt:

- ein Gestell oder Halterung, die alle Komponenten und Teile trägt
- ein Silikonquader zur Simulation von Haut
- ein Kolben, der von unten an die Silikonhaut drückt und den Wehendruck simuliert
- ein Motor, der den Kolben bewegt

Als Material für ein Gestell bietet sich Holz an, da es stabil ist und schnell den gewünschten Anforderungen und Formen angepasst werden kann. Des Weiteren ist Holz elektrisch nicht leitend und preiswert.

Die Auswahl eines geeigneten Silikons stellte sich als schwieriger heraus. Die Silikonhaut sollte sowohl den Anforderung der Simulation des Wehendruckes als auch der Simulation der FHF entsprechen. Dadurch müssen folgenden Punkte vom Silikon erfüllt werden:

- Herstellung der Silikonhaut in einer gewünschten Form
- hohe Flexibilität und Formbeständigkeit
- Weiterleitung von Ultraschallwellen ähnlich der Haut und des menschlichen Gewebes
- akzeptable Anschaffungskosten

Anhand dieser Anforderungen wurden verschiedene Silikone getestet. Herkömmliches Silikon zum Abdichten, wie es in Baumärkten erworben werden kann, ist zwar preiswert, lässt sich aber schwer in eine gewünschte Form gießen und härtet in großen Mengen nur sehr langsam aus. Zudem besteht die Gefahr von Luftblasenbildung im Inneren des Silikons. Bei der Verwendung zur Simulation der FHF kann es an solchen Luftblasen zur fast vollständigen Reflexion der US-Wellen kommen, was die Simulation des schlagenden Herzen erschwert oder gar verhindern kann. Demgegenüber steht die Verwendung einer Vorlaufstrecke für Ultraschalluntersuchungen, welche alle Anforderungen hervorragend erfüllt. Nachteil einer Vorlaufstrecke ist jedoch, dass der Erwerb zu teuer und damit für den Zweck nicht angemessen ist. Erst über das Internet (<http://www.polymer-replication.de/>) konnten Proben von geeigneten Silikonen bestellt und getestet werden. Zur Auswahl standen zwei Silikone aus zwei Komponenten mit den Bezeichnungen ZA 00 (0 ShA) und ZA 4 LT Rot (4 ShA). Erst durch Vermischen der beiden Komponenten beginnen die Polymerisation und das Aushärten des Silikons. Beide Silikone lassen sich gut in eine gewünschte Form gießen und sind nach 1h und 30 min abgebunden. Die Bezeichnung ShA weist auf die Härteprüfung nach Shore hin. Die Skala der Shore-Härte reicht von 0 bis 100 Shore.

Je höher der Wert der Shore-Härte ist, umso härter und fester ist der Kunststoff. Für die Verwendung im Simulator stellte sich das festere Silikon ZA 4 LT Rot als geeignet heraus. Das Silikon ZA 00 erfüllt ebenfalls alle Anforderungen, wurde aber als zu weich befunden.

Ein geeigneter Kolben konnte erst im Verlauf der Konstruktion gefunden werden. Zu Beginn der Konstruktion konnte noch nicht abgeschätzt werden, auf welche Art die Kolbenbewegung letztendlich umgesetzt werden wird und welche Beschaffenheit der Kolben besitzen muss. Bekannt war, dass aus der Rotationsbewegung eines Motors über einen geeigneten Exzenter eine Translationsbewegung des Kolbens erzeugt werden muss.

Als Antrieb des Kolbens war der Motor eines defekten Decubimates 360 vorgesehen. Der Decubimat 360 ist ein medizinisches Gerät, welches einen Dekubitus bei bettlägerigen Patienten verhindern soll. Er verfügt bereits über ein Getriebe, wodurch eine große Kraft erzeugt werden kann. Diese Kraft wird benötigt, um den Kolben in das Silikon zu drücken und eine Wehe zu simulieren.

Eine Umdrehung der Antriebswelle dauert, aufgrund des Getriebes, 6 Minuten. Der Motor wird direkt an 230 V/50 Hz Netzspannung angeschlossen. Weiter Bauteile die benötigt wurden, stellten sich im Verlauf der Konstruktion heraus. Zu diesen Bauteilen gehörten eine analoge Zeitschaltuhr und ein Tasterschalter.

5.2.2 Konstruktion des Wehendrucksimulators

Beim Bau des Simulators mussten die im Kapitel 4.1 „Anforderung an den Patientensimulator“ herausgearbeiteten Punkte berücksichtigt und entsprechend umgesetzt werden. Eine der wichtigsten Anforderungen an den Patientensimulator ist die Kompatibilität zu möglichst vielen CTG-Geräten verschiedener Hersteller. Dazu muss die Auflagefläche für die Toko-Transducer so bemessen sein, dass möglichst alle verschiedenen Sonden platziert werden können. Hierzu wurde der Durchmesser verschiedener Sonden unterschiedlicher Hersteller abgemessen und in der Tabelle 5.1. zusammengetragen.

Tabelle 5.1.: Sondendurchmesser verschiedener CTG-Sonden unterschiedlicher Hersteller

Hersteller	Modelbezeichnung	Sondendurchmesser in cm
Kranzbühler	FetaCare	8
Medcare	CTG-System F6	7,5
Sonicaid	TeamCare	7,5
Riggers Medizintechnik Thalheim GmbH	Fetalmonitor AFM 2000	7
Kranzbühler	Fetasafe 6	6,5

Aus den ermittelnden Werten konnte anschließend die Größe der Auflagefläche, und somit die Maße für den Silikonquader, bestimmt werden. Nun wurde das Silikon mit den Maßen 9,5 cm x 9,5 cm x 1,5 cm gegossen, auf welches der Toko-Transducer später beim fertigen Simulator aufgelegt wird. Um die nötige Stabilität und das Wirken der Kräfte in die gewünschte Richtung zu gewährleisten, wurde das Silikon in einen Holzrahmen eingefasst. Dieser Holzrahmen wurde auf ein Brett geschraubt, welches unterhalb des Silikons mit einem Loch von 5 cm Durchmesser versehen wurde. Durch dieses Loch soll

später im fertigen Simulator der Kolben auf das Silikon drücken und ein Signal erzeugen, das vom Toko-Transducer als Wehendruck aufgenommen werden kann.

An der Unterseite des Brettes wurde ein L-Teil aus Metall angebracht, an welches der Motor aus einem Decubimat 360 befestigt wurde. Auf die Antriebswelle des Getriebemotors wurde eine Plastikscheibe gesetzt, deren Mittelpunkt außerhalb der Wellenachse liegt. Aus einer Schraube und dem vorher aus dem Brett herausgesägten Holzscheibe konnte ein Kolben hergestellt werden. Der Schraubenhals liegt an der vom Motor gedrehten Scheibe an, während der Holzkopf in das Silikon hineindrückt.

Der Schraubenhals wurde in der Form an die vom Motor rotierende Scheibe angelegt, sodass beim geringsten Abstand von Wellenachse und Außenkante der Scheibe der Kopf des Kolbens auf einer Höhe mit dem Brett unterhalb des Silikons ist. Eine Kolbenführung fixiert den Kolben direkt über der Plastikscheibe.

Durch die Rotation des Motors vergrößert sich der Abstand zwischen Wellenachse und Scheibenrand. Dadurch wird der Kolben nach oben gedrückt. Nach einer halben Umdrehung ist der maximale Abstand erreicht. Die weitere Rotation der Scheibe bewirkt, dass sich der Abstand zwischen Wellenachse und Auflagepunkt des Kolbens verringert. Durch diese Konstruktion kann von unten ein Druck auf das Silikon wirken, welcher von dem Toko-Transducer aufgenommen werden kann. Dazu muss durch festschnallen des Toko-Transducer auf der Silikonhaut eine Gegenkraft erzeugt werden. Die Abbildung 5.3. zeigt eine schematische Darstellung des Wehendrucksimulators.

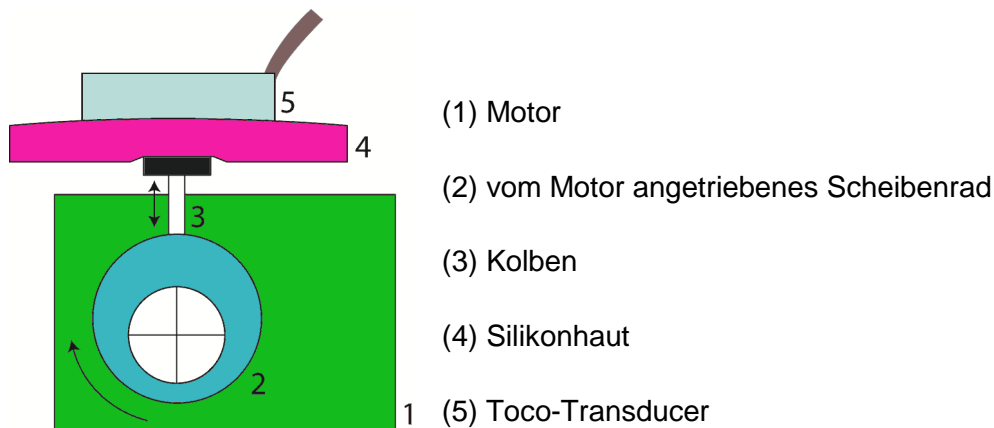


Abb. 5.3.: Schematische Darstellung des Wehendrucksimulators

Die entstehende Druckkurve ähnelt einer Sinuskurve. Für die Funktionsprüfung von CTG-Geräten sind die Aufnahme einer Umdrehung des Motors und der damit verbundenen Druckkurve ausreichend. Eine Umdrehung der am Motor angebrachten Scheibe erzeugt eine Druckkurve. Wichtig ist, dass Anfangs- und Endpunkt der Scheibenumdrehung dicht beieinanderliegen. Ein zu großer Abstand dieser beiden Punkte kann zu Fehlern bei der darauffolgenden Simulation führen. Ein Stoppen des Motors beispielsweise beim größten Abstand zwischen Wellenachse und Kolbenhals führt dazu, dass bei der darauffolgenden Prüfung eines CTG-Gerätes kein oder ein kaum messbares Signal erzeugt werden kann.

Um ein genaues Abschalten des Motors zu ermöglichen, muss eine analoge Zeitschaltuhr zwischen Spannungsquelle und Motor geschaltet werden. Dazu wurde das Multifunktions-Zeitrelais MFZ12DX-UC verwendet. Der Schaltplan in Abbildung 5.4. zeigt die Verdrahtung der Bauteile.

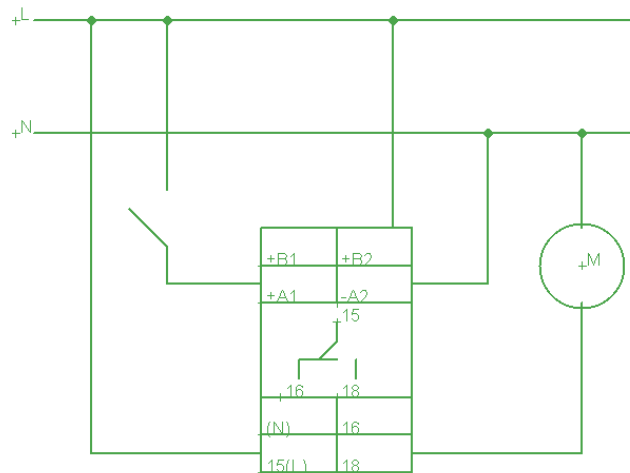


Abb. 5.4.: Schaltplan der Verdrahtung von Multifunktions-Zeitrelais, Tasterschalter und Motor.

Das Zeitrelais wurde neben dem Motor an der Unterseite des Brettes befestigt. Der Tasterschalter soll sich später beim fertigen Simulator in der Nähe der Auflagefläche für die Sonde befinden. Das Signal zum Anschalten des Motors wird durch den Tasterschalter erzeugt. Eine Umdrehung des Motors dauert 6 Minuten. Nach Verstreichen der Zeit schaltet das Multifunktions-Zeitrelais den Motor ab. Durch erneutes Betätigen des Tasters kann eine weitere Motorumdrehung ausgelöst werden. Abbildung 5.5. zeigt eine mit dem CTG-Gerät FataCare der Firma Kranzbühler aufgenommene Testkurve.

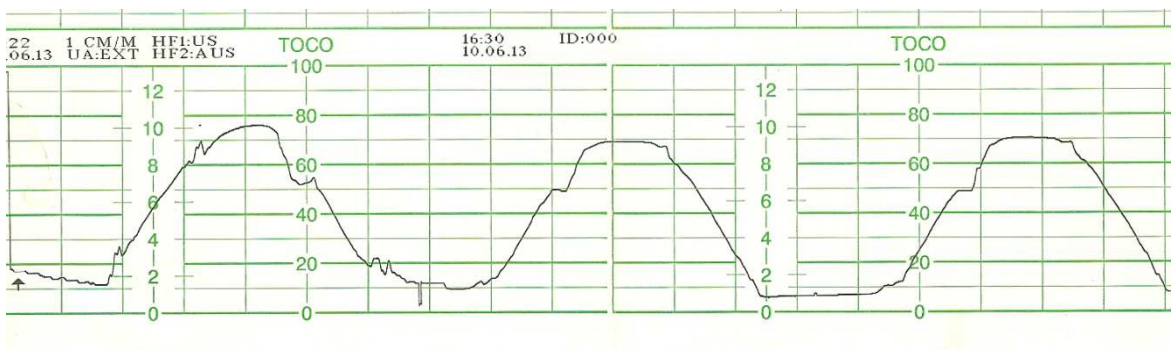


Abb. 5.5.: Aufgenommenen Wehendruckkurve, welche vom Patientensimulator simuliert worden ist.

Die aufgenommene Wehendruckkurve unterscheidet sich optisch stark von einer Wehendruckkurve, die am Bauch der Mutter aufgenommen wurde (Abb. 3.2.). Der natürliche Verlauf einer Wehendruckkurve wäre deutlich unregelmäßiger. Für eine Funktionsprüfung von CTG-Geräten ist dies jedoch kein Problem. Bei einer Funktionsprüfung ist wichtig, dass bei den verschiedenen CTG-Geräten der unterschiedlichen Hersteller ein ähnlicher Kurvenverlauf simuliert wird. Große Abweichungen oder das Ausbleiben eines Wehenberges deuten auf einen Defekt des Toko-Transducers hin.

Zur Fertigstellung des Simulators muss nun noch ein geeignetes Gehäuse gefunden werden. Dieses Gehäuse soll neben dem Simulator für den Wehendruck auch den Simulator der FHF beinhalten. Die Fertigstellung wird im Kapitel 5.3 „Fertigstellung des Patientensimulators“ beschrieben.

5.3 Fertigstellung des Patientensimulators

Nachdem die Simulation des Wehendruckes und der FHF erfolgreich umgesetzt werden konnte, musste ein geeignetes Gehäuse gefunden werden. Der Rohbau des Simulators mit Holzgestell und Schaltern hatte die Maße 29,5 cm x 27,5 cm x 30,5 cm. Aus Praktischen und optischen Gründen war anfangs ein Aluminiumkoffer als Gehäuse vorgesehen. Jedoch konnte aufgrund der Abmessungen des Rohbaus kein geeigneter Koffer gefunden werden. Auch ein Kunststoffkoffer mit den benötigten Maßen konnte nicht erworben werden. Ein passendes Gehäuse musste daher in Eigenbau gefertigt werden.

Als Grundmaterial wurde Holz verwendet. Holz lässt sich einfach bearbeiten und zurechtschneiden. Zudem ist Holz nicht elektrisch leitend, wodurch die Gefahr eines elektrischen Schlages durch Berührung des Gehäuses, wie es bei einem Aluminiumkoffer der Fall gewesen wäre, nicht gegeben ist. Die Seitenwände wurden aus vier Pressspanplatten mit den Maßen 30 cm x 30 cm gefertigt. Der obere Rand wurde mit einer Abschlusskante versehen. Der Deckel mit den Maßen 31,5 cm x 30 cm und einer Dicke von 2 cm wurde mit 2 Scharnieren befestigt und wird durch ein Magneten verschlossen gehalten. Ein Griff auf der Oberseite ermöglicht das einfache Öffnen des Deckels. Links und rechts am Gehäuse wurde jeweils ein Aluminiumgriff zum Transport des Simulators befestigt. An der rechten Seite des Gehäuses befindet sich eine Anschlussbuchse für eine Kaltgeräteschlussleitung, um den Simulator mit Strom zu versorgen. Aus Sicherheitsgründen wurde eine Buchse mit Anschluss für einen Schutzleiter, welcher mit allen metallischen Teilen im Inneren verbunden ist, verwendet. Um den fertigen Prototypen optisch aufzuwerten, wurden die Seiten mit schwarzer Klebefolie beklebt. Die Maße des Patientensimulators sind: Höhe = 32,6 cm; Länge = 31, 2 cm (Umrandung 32,4 cm), Breite = 30 cm (Umrandung 31 cm), Gewicht = 7,7 kg. Die Abbildungen 5.5. und 5.6. zeigt den fertigen Patientensimulator.



Abb. 5.6.: Gehäuse des fertigen Patientensimulators.



Abb. 5.7.: Patientensimulator von oben mit geöffnetem Deckel. Links befindet sich die Auflagefläche für den Toko-Transducer und rechts für den US-Transducer. Das blau Band dient zum festschnallen des Toko-Transducers.

6 Zusammenfassung und Diskussion

In diesem Kapitel wird der erreichte Stand und die Ergebnisse der Bachelorarbeit zusammengefasst. Desweiteren werden mögliche Verbesserungen am Patientensimulator erläutert.

6.1 Gefertigter Patientensimulator im Vergleich zur Aufgabenstellung

Die Zielstellung der Bachelorarbeit war die Konstruktion eines Gerätes zur Simulation des Wehendruckes und der fetalen Herzfrequenz für die Verwendung als Patientensimulator für CTG-Geräte. Da die Simulation des Wehendruckes und der FHF voneinander unabhängig sind, wird die Erfüllung der Aufgabenstellung getrennt betrachtet.

Der konstruierte Patientensimulator ist in der Lage den Wehendruck zu simulieren. Der vom CTG-Gerät aufgenommene Wehendruck ist dabei über eine Dauer von sechs Minuten zu registrieren. Nach Ablauf der Zeit entsteht eine Kurve, die einer Sinuskurve ähnelt. Im Bereich des Wehendruckes sind die Aufgabenstellung der Bachelorarbeit und die im Verlauf der Arbeit gestellten Anforderungen vollständig erfüllt. Es konnte gezeigt werden, dass der Entwurf zur Simulation des Wehendruckes auch praktisch umsetzbar ist und zuverlässige Ergebnisse liefert.

Die Simulation der FHF konnte ebenfalls umgesetzt werden. Jedoch konnten dabei nicht alle gestellten Anforderungen bewerkstelligt werden. Es konnte ein Gerät zur Simulation der FHF konstruiert werden. Der konstruierte Patientensimulator für die FHF simuliert zuverlässig einen Herzschlag von 120 bpm. Nicht erreicht wurde die Anforderung, verschiedenen FHF zu simulieren, um die Alarmfunktion von CTG-Geräten zu testen. Diese Testfunktion ist jedoch für die Nutzung des Patientensimulators nicht essenziell notwendig, da das Einsatzgebiet des Patientensimulators die Funktionsprüfung von CTG-Geräten ist. Für eine Funktionsprüfung, muss der Patientensimulator zuverlässig und kontinuierlich eine bekannte FHF simulieren. Diese Anforderung kann vom Patientensimulator erfüllt werden. Eine Prüfung der Alarmfunktion zählt dabei nicht zur allgemeinen Funktionsprüfung.

Zusammenfassend konnte die Aufgabenstellung der Bachelorarbeit erfüllt werden. Der entworfene und konstruierte Patientensimulator simuliert zuverlässig sowohl den Wehendruck als auch die FHF. Der Patientensimulator kann im Service der Firma Praximed, wie gewünscht, zur Funktionsprüfung von CTG-Geräten eingesetzt werden.

6.2 Vorschläge zur Verbesserung des Patientensimulators

Am Ende der Konstruktion ist ein fertiger Prototyp eines Patientensimulators entstanden. Dieser Prototyp kann an vielen Stellen verbessert und optimiert werden. Aus Zeitgründen war dies nicht im Verlauf der Bachelorarbeitszeit möglich. Zudem war die Verwendung von anderen Materialien und Bauteilen, welche den Prototyp qualitativ aufgewertet hätten, im Verlauf der Konstruktion nicht ratsam. Es mussten immer wieder kleine Änderungen vorgenommen und Teile neu platziert werden. Die Verwendung hochwertiger Materialien hätte dabei die Kosten zu stark ansteigen lassen. Im Folgenden werden einige Verbesserungsvorschläge dargelegt und näher erläutert.

6.2.1 Simulation verschiedener FHF

Wie schon beschrieben, konnte die Einstellung verschiedener FHF aus Budgetgründen nicht umgesetzt werden. Die kostengünstige Variante durch Vorschalten eines Dimmers zur runter Regelung der Drehzahl konnte nicht verwendet werden. Beim Verwenden eines Dimmers wurde nicht nur die Drehzahl des Motors, sondern auch sein Drehmoment verringert. Dadurch konnte nicht mehr die benötigte Kraft erzeugt werden, um den Kolben aus dem Silikon zu ziehen. Eine Einstellung verschiedener Motordrehzahlen kann durch einen Frequenzumrichter ermöglicht werden. Ein solches Bauteil mit zugehörigem Getriebemotor ist jedoch sehr kostenintensiv und konnte darum nicht verwendet werden.

6.2.2 Verbesserungen der Simulation des Wehendruckes

Zur Simulation des Wehendruckes wurde ein Getriebemotor aus einem defekten Decubimat 360 verwendet. Der Motor eignet sich hervorragend zur Simulation des Wehendruckes. Einziger Nachteil ist die benötigte Zeit von sechs Minuten für eine Umdrehung. Durch das Getriebe des Motors wird die nötige Kraft erzeugt, aber im Gegenzug die Umdrehungsgeschwindigkeit extrem verringert. Durch die Verwendung eines anderen Motors mit ähnlichem Drehmoment und geringerer Umdrehungszeit kann die Simulation des Wehendruckes optimiert werden.

Eine andere Optimierungsmöglichkeit bei der Simulation des Wehendruckes ist die Verwendung von Digitaltechnik. Im Prototyp wird eine analoge Zeitschaltuhr verwendet, um den Motor nach einer Umdrehung abzuschalten. Nachteil einer analogen Zeitschaltuhr ist, dass der Motor nicht exakt nach den eingestellten sechs Minuten abgeschaltet wird. Mithilfe von Digitaltechnik kann eine genauere Motoransteuerung ermöglicht werden.

6.2.3 Materialien und Gehäuse

Aufgrund des günstigen Preises und der guten Bearbeitungsmöglichkeiten wurde Holz als Grundwerkstoff bei der Konstruktion des Patientensimulators verwendet. Im Rahmen der Möglichkeiten wurde dennoch versucht, einen optisch stimmigen Prototypen zu konstruieren. Hochwertigere Materialien wie Kunststoffe können den optischen Eindruck des Prototyps verbessern. Die Verwendung kleinerer Schalter, welche besser in Materialien integriert werden können, verbessert ebenfalls den optischen Eindruck. Die Verwendung eines Aluminiumkoffers als Gehäuse war aufgrund der Maße des Rohbaus nicht möglich. Um dennoch ein Koffer als Gehäuse zu verwenden, muss der Aufbau und die Anordnung der Bauteile auf den Koffer abgestimmt werden. Da diese Änderungen jedoch nur den optischen Eindruck und nicht die Funktionalität verbessern, sind sie als nicht maßgeblich wichtige Verbesserungen einzustufen.

6.3 Zusammenfassung der Bachelorarbeit

In der Bachelorarbeit wurde die historische Entwicklung der pränatalen Diagnostik beschrieben. Angefangen bei dem ersten Abhören des Bauches der Mutter mittels einfacher Stethoskope bis hin zur heutigen Untersuchungen wie der Amniozentese und der CTG. Um das Ziel, die Konstruktion eines geeigneten Patientensimulators für die CTG, zu erreichen, wurde anfangs auf die Entwicklung des Fetus von der Befruchtung bis zur Geburt eingegangen. So konnten die biologischen Vorgänge in Zusammenhang mit der Pränataldiagnostik und im Speziellen der der CTG-Untersuchung gebracht werden. Die Bedeutung der CTG im Rahmen der Pränataldiagnostik wurde erläutert und die Bestandteile und Funktionen von CTG-Geräten erklärt. Für die Entwicklung des Patientensimulators konnte der Schluss gezogen werden, dass eine exakte, naturgetreue Simulation der FHF und des Wehendrucks nicht nötig ist. Eine mechanische Signal-erzeugung ist für die Zwecke vollkommen ausreichend. Anhand der gewonnen Erkenntnisse wurden die Anforderungen an den Patientensimulator entwickelt. Anschließend wurde nach Möglichkeiten der Umsetzung gesucht und eine geeignete Variante der Simulation konzipiert und gebaut. Der fertige Simulator kann nicht alle gewünschten Anforderungen erfüllen. Jedoch konnte bewiesen werden, dass die vorangegangenen Überlegungen technisch umsetzbar und der Wehendruck und die FHF auf diese Weise simulierbar sind. Die Aufgabenstellung der Bachelorarbeit, die Entwicklung eines Prototyps zur Simulation der FHF und des Wehendrucks, wurde erfüllt. Am Ende der Arbeit wurden die Ergebnisse zusammengefasst und einige mögliche Verbesserungen des Patientensimulators erläutert.

Literatur

- [TraMe2007] Trautmann, Kathrin; Merz, Eberhard: Pränataldiagnostik – Entwicklung, Errungenschaften, Ausblick,
http://forum.sexualaufklaerung.de/index.php?docid=989www.google.de/#hl=de&tbo=d&output=search&sclient=psy-ab&q=http:%2F%2Fforum.sexualaufklaerung.de%2Findex.php%3Fdocid%3D989&oq=http:%2F%2Fforum.sexualaufklaerung.de%2Findex.php%3Fdocid%3D989&gs_l=hp.12...1912.1912.0.3272.1.1.0.0.0.0.202.202.2-1.1.0...0.0...1c.2.xMEgsYyITvk&pbx=1&bav=on.2,or.r_gc.r_pw.r_qf.&bvm=bv.1357316858,d.Yms&fp=5b20a625ca038937&biw=1333&bih=608 , verfügbar am 05.08.2013, 14:28 Uhr
- [GeGyS2013] Geburtshilflich-Gynäkologische Sammlung: Das Abhören der kindlichen Herztöne,
<http://www.gyncoll.uni-greifswald.de/de/sammlung/geburtshilfe/stethoskope.html> ,
verfügbar am 05.08.2013, 14:31 Uhr
- [RöWie2010] Rögener, Wiebke: Spätes Mutterglück,
,Süddeutsche.de, 2010
<http://www.sueddeutsche.de/panorama/spaetes-mutterglueck-1.518048>, verfügbar am 05.08.2013, 14:39 Uhr
- [MeEco2013] Medical Econet: Biomedizinische Produkte,
http://www.fetalmonitor.de/deutsch/?act=goods.goods_list&cate=GB00&ch=goods, verfügbar am 23.08.2013, 11:28 Uhr
- [ReLe2006] Regan, Lesley: Meine Schwangerschaft Woche für Woche,
Dorling Kindersley, 2006, ISBN 10: 3-8310-0857-4

- [GeAbtr2011] Aktuelle Gesetzeslage in Deutschland zur Abtreibung,
Letzte Änderung: 05.03.2011
http://www.cdl-rlp.de/Unsere_Arbeit/Abtreibung/Abtreibung-Gesetzeslage.html, verfügbar am 05.08.2013, 15:17 Uhr
- [GeSchangab] Gesetze zum Schwangerschaftsabbruch §§ 218 und 219 StGB,
<https://vorabtreibung.net/node/37>, verfügbar am 05.08.2013,
15:20 Uhr
- [DeGeGy2012] Deutsche Gesellschaft für Gynäkologie und Geburtshilfe e.V.:
Anwendung des CTG während Schwangerschaft und Geburt,
Juni 2012,
http://www.dggg.de/fileadmin/public_docs/Leitlinien/3-4-2-CTG-2012.pdf, verfügbar am 20.03.1013, 10:53 Uhr
- [Kramme2007] Kramme , Rüdiger: Medizintechnik Verfahren-Systeme-
Informationsverarbeitung,
Heidelberg, Springer Medizin Verlag, 2007
- [VeKla2005] Vetter, Klaus: „Die Geburtshilfe entwickelt sich hin zu einer pros-
pektiven Medizin und einer Medizin der Frau“, 2005
<http://forum.sexualaufklaerung.de/index.php?docid=593>, verfügbar
am 05.08.2013, 16:30 Uhr
- [MaMa2012] Manavi, Mahmood: Gynäkologie & Geburtshilfe,
Wien, Facultas Verlags- und Buchhandels AG, 2012
- [SchnHuss
Schn2004] H. Schneider, P. Husselein, K.T.M. Schneider: Die Geburtshilfe,
Berlin Heidelberg, Springer, 2004

- [GeMart1998] Martius, Gerhard; Rath, Werner: Geburtshilfe und Perinatologie, Stuttgart, GeorgThieme Verlag, 1998
- [MüggS2006] Müggler, Simon: Kardiotokographie CTG, Mai 2006,
http://homepage.hispeed.ch/tutorat.ch.vu/Kardiotokographie.pdf_, verfügbar
am 05.08.2013, 16:56 Uhr
- [SinSee2012] Seehausen, Sinikka: Die Geschichte der Kardiotokografie:
Von der Entdeckung der fetalen Herztöne
bis zur Entwicklung der elektronischen Herzfrequenzregistrierung,
Köln, 2012
- [HinRa2012] Hinderer, Ralf: Sonographie,
Mittweida, 2012

Selbstständigkeitserklärung

Hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig und nur unter Verwendung der angegebenen Literatur und Hilfsmittel angefertigt habe.

Stellen, die wörtlich oder sinngemäß aus Quellen entnommen wurden, sind als solche kenntlich gemacht.

Diese Arbeit wurde in gleicher oder ähnlicher Form noch keiner anderen Prüfungsbehörde vorgelegt.

Limbach-Oberfrohna, den 13.09.2013

Peter Jäschke